



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTADO DEL ARTE DE LOS CEMENTOS A BASE DE SILICATO DE
CALCIO (CEMENTOS BIOACTIVOS).**

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

LUIS ALBERTO SHINJI KOGISO YOON

TUTOR:

C.D. ADRIÁN A. VILLAVICENCIO MORALES

ASESOR:

MTRO. CARLOS ALBERTO MORALES ZAVALA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

En primer lugar, tengo que agradecer a mi madre, que, gracias a su esfuerzo constante, nos sacó adelante a mí y a mi hermano y se abrió paso para que tuviéramos una vida mejor, por ella tuve la oportunidad de estudiar la carrera de odontología. Agradezco a mi padre, que, a pesar de no poder verlo muy seguido, siempre confió en mí y me enseñó que la esperanza siempre muere al último. A mi hermano que me apoyó en varias ocasiones y a pesar de ser el menor, tomó muchas veces el papel del hermano mayor.

A mis amigos Tania, Lupita, Andrés, Sebastián, Arantxa, Alondra y muchos más, que compartieron conmigo varios momentos de estrés y felicidad, sin ellos alegrando los días de clase y apoyándome en la carrera no hubiese amado tanto los días en la universidad.

Le agradezco a Zaira, una persona muy especial que fue mi pilar para poder superar varios obstáculos durante la carrera, le agradezco mucho su confianza, paciencia y todo el apoyo que me brindó en los momentos en que más necesitaba.

Un agradecimiento especial al Dr. Morales, quien me dio la oportunidad de realizar esta investigación con él. Le agradezco su paciencia, dedicación, tiempo y por supuesto por brindarme las herramientas necesarias y compartirme sus conocimientos para que pudiera llevar a cabo de manera satisfactoria este proyecto.

Al Dr. Villavicencio por ser mi guía a lo largo de la carrera, ya que desde principios de la misma confió en mí y siempre ha estado ahí para brindarme su apoyo, aconsejarme en mis problemas y enseñarme a cómo ser un mejor profesional.

También agradezco a todos mis maestros que con sus enseñanzas me moldearon y me brindaron el conocimiento para llegar aquí.

ÍNDICE

Resumen	1
Introducción	2
Capítulo I	5
1. Antecedentes	5
2. Justificación	6
3. Objetivos	6
Capítulo II	7
4. Pruebas físicas aplicadas en la evaluación de las propiedades de los cementos odontológicos	7
4.1 Tiempo de fraguado	7
4.2 Radiopacidad	8
4.3 Resistencia a la compresión	9
4.4 Solubilidad	10
5. Pruebas de biocompatibilidad de los materiales de uso odontológico	11
6. Métodos de evaluación de la actividad antimicrobiana	12
7. Evaluación de la bioactividad de los cementos dentales	13
Capítulo III	14
8. Cemento portland	14
8.1 Composición	15
8.2 Propiedades física químicas y biológicas	17
8.2.1 Resistencia a la compresión	17
8.2.2 Tiempo de fraguado	18
8.2.3 Solubilidad	18
8.2.4 pH	18
8.2.5 Radiopacidad	19
8.2.6 Biocompatibilidad	19
8.2.7 Actividad antimicrobiana	20
8.2.8 Bioactividad	20
8.3 Aplicaciones clínicas	21
8.4 Manipulación	21
9. Agregado Trióxido Mineral	22
9.1 Composición	23
9.2 Propiedades física químicas y biológicas	24
9.2.1 Tiempo de fraguado	24

9.2.2 Resistencia a la compresión	24
9.2.3 Radiopacidad	25
9.2.4 pH	25
9.2.5 Solubilidad	26
9.2.6 Capacidad de sellado	27
9.2.7 Biocompatibilidad	27
9.2.8 Actividad antimicrobiana	29
9.2.9 Bioactividad	30
9.3 Aplicaciones clínicas	31
9.4 Manipulación	32
10. Biodentine	33
10.1 Composición	34
10.2 Propiedades física químicas y biológicas	34
10.2.1 Resistencia a la compresión	34
10.2.2 Tiempo de fraguado	35
10.2.3 Solubilidad	35
10.2.4 pH	36
10.2.5 Radiopacidad	36
10.2.6 Biocompatibilidad	37
10.2.7 Actividad antimicrobiana	38
10.2.8 Bioactividad	38
10.3 Aplicaciones clínicas	39
10.4 Manipulación	40
11. Theracal LC	41
11.1 Composición	42
11.2 Propiedades física químicas y biológicas	42
11.2.1 Resistencia a la compresión	42
11.2.2 Solubilidad	43
11.2.3 pH	43
11.2.4 Radiopacidad	43
11.2.5 Biocompatibilidad	44
11.2.6 Actividad antimicrobiana	44
11.2.7 Bioactividad	45
11.3 Aplicaciones clínicas	45
11.4 Manipulación	46

12. Bioroot RCS.....	48
12.1 Composición	48
12.2 Propiedades física químicas y biológicas	49
12.2.1 Tiempo de fraguado.....	49
12.2.2 Solubilidad	49
12.2.3 pH.....	50
12.2.4 Radiopacidad	50
12.2.5 Biocompatibilidad.....	50
12.2.6 Actividad antimicrobiana	51
12.2.7 Bioactividad	51
12.3 Aplicaciones clínicas	52
12.4 Manipulación	52
13. Bioaggregate	54
13.1 Composición	54
12.2 Propiedades física químicas y biológicas	55
12.2.1 Resistencia a la compresión	55
12.2.2 Tiempo de fraguado.....	56
12.2.4 Radiopacidad	56
12.2.5 Biocompatibilidad.....	57
12.2.6 Actividad antimicrobiana	58
12.2.7 Bioactividad	58
12.3 Aplicaciones clínicas	58
12.4 Manipulación	59
14. EndoSequence BC Root Repair Material	61
14.1 Composición	62
14.2 Propiedades física químicas y biológicas	62
14.2.1 Resistencia a la compresión	62
14.2.2 Tiempo de fraguado.....	63
14.2.3 Solubilidad	63
14.2.4 pH.....	64
14.2.5 Biocompatibilidad.....	64
14.2.6 Actividad antimicrobiana	65
14.2.7 Bioactividad	65
14.3 Aplicaciones clínicas	66
14.4 Manipulación	67

Capítulo IV	69
Discusión	69
Conclusiones	72
Referencias bibliográfica.....	73

Índice de Figuras y Tablas

Figura 1. Aparato gillmore	
Figura 2. Cuña escalonada de aluminio y muestras de resina acrílica	
Figura 3. Joseph Aspdin (1778-1855)	
Figura 4. Cemento portland MEDCEM presentación comercial	
Figura 5. Mezclado de cemento portland	
Figura 6. Presentación de ProRoot MTA versión gris y blanco	
Figura 7. Polvo de ProRoot MTA blanco y gris	
Figura 8. Tratamiento de primer molar inferior con perforación usando cemento a base de MT	
Figura 9. Proceso de preparación de MTA	
Figura 10. Biodentine, presentación comercial, cápsulas más ampollitas unidosis	
Figura 11. Radiografía periapical de Biodentine como recubrimiento pulpar directo	
Figura 12. Biodentine como recubrimiento pulpar directo	
Figura 13. Pasos para la preparación de Biodentine	
Figura 14. Jeringa de Theracal LC	
Figura 15. Colocación de Theracal LC como protector pulpar	
Figura 16. Pasos para la manipulación de Theracal LC. (A) en recubrimiento pulpar indirecto. (B) en recubrimiento pulpar indirecto	
Figura 18. Instrucciones para la mezcla de BioRoot RCS	
Figura 19. Proceso de preparación de BioRoot RCS	
Figura 20. Bio Aggregate presentación comercial	
Figura 21. Prueba de viabilidad celular con MTA y Bioaggregate. a) células pulpaes humanas b) ligamento periodontal	
Figura 22. Instrucciones de mezcla para Bioaggregate	
Figura 23. Proceso de preparación de Bioaggregate	
Figura 24. EndoSequence Root Repair Material presentación comercial. Jeringa y frasco	
Figura 25. Comparación de la solubilidad de ERRM con MTA	
Figura 26. Retro-obturation con Endosequence RRM	
Figura 27. EndoSequence Root Repair Material putty presentación en frasco y presentación en jeringa	

- Tabla 1. Composición de cemento portland
- Tabla 2. Composición de MTA
- Tabla 3. Composición de Biodentine
- Tabla 4. Composición de Theracal LC.
- Tabla 4. Composición de Bioroot RCS.
- Tabla 5. Composición de BioAggregate.
- Tabla 6. Composición de EndoSequence RRM.

Resumen

Para presentar el estado del conocimiento que hay sobre los cementos a base de silicato de calcio, su composición, características, cómo es que este cemento ha ido evolucionando, sus usos y aplicaciones que provee en la odontología. Se llevará a cabo una revisión bibliográfica actualizada y enfocada en la descripción general de los cementos a base de silicato de calcio, propiedades físicas, químicas, biológicas y sus aplicaciones en la odontología, junto con una visión individual, detallada de dichos cementos más representativos; mediante el uso de métodos electrónicos y de búsqueda manual principalmente se consultará de la base de datos de PubMed, Scielo, google scholar. En la búsqueda de información se utilizarán las siguientes palabras clave: cemento silicato de calcio, biocerámicos, bioactivo, cemento portland, Mineral Trióxido Agregado, Biodentine, Theracal, Bioaggregate, Bioroot, Endosequence Root Repair material.

Con esta recopilación de datos se espera obtener un compendio que describa cada uno de los cementos de silicato calcio, desde su introducción en la odontología con el MTA hasta los cementos más recientes que existen en el mercado como Biodentine y que esto le sirva al cirujano dentista y/o especializado como referente o consulta, en la selección, uso y manipulación de estos materiales.

Introducción

La odontología ha ido evolucionando de una manera acelerada gracias al desarrollo de nuevas tecnologías, los materiales dentales han sido parte importante de esa evolución, es por tal motivo que existe esta tendencia de desarrollar nuevos materiales que posean mejores propiedades y gracias a los grandes avances tecnológicos y bioquímicos, se ha logrado conseguir generaciones de nuevos materiales con propiedades físicas, químicas y biológicas que se adecuen a las necesidades modernas.

Los cementos de silicato de calcio son cementos de tipo hidráulico que están compuestos principalmente de silicato tricálcico, silicato dicálcico y aluminato tricálcico. La introducción del silicato de calcio ha proporcionado a los odontólogos biomateriales alternativos para reemplazo de dentina, recubrimiento pulpar, pulpotomía, creación de barreras apicales en dientes con ápices abiertos, reparación de raíz perforación y defectos de reabsorción, así como obturaciones retrógradas del conducto radicular. A estos cementos también se les conoce como materiales biocerámicos, los cuales son cerámicos biocompatibles u óxidos metálicos con capacidad de sellado mejorada, actividad antibacteriana y antifúngica aplicados para su uso en medicina y odontología. Tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos o de reabsorber y estimular la regeneración de tejidos naturales. Entre los que se usan actualmente están constituidos de alúmina, óxido de zirconio, vidrios y cerámicas bioactivos, y silicatos de calcio, que se han utilizado previamente en la endodoncia.¹⁹

Entre sus muchas propiedades, se ha descrito que los cementos de silicato de calcio poseen propiedades bioactivas que influyen en sus entornos circundantes. Estos materiales bioactivos son aquellos que provocan una respuesta biológica en la interface de los tejidos con el material, formando una unión entre el material y el tejido, además promueven la regeneración mediante la señalización celular y

molecular incorporando factores de crecimiento, lo cual regula la proliferación, migración, diferenciación, expresión de proteínas y la mineralización.²⁸

Al igual que los cementos a base de silicato de calcio existen también otros biocerámicos que tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos o de reabsorber y estimular la regeneración de tejidos naturales como lo son, alúmina y zirconia, vidrio bioactivo, vitrocerámica, silicatos de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles.

Los biocerámicos se pueden clasificar en 3 tipos:¹⁸

- Bioinertes: Los cuales no interactúan con los sistemas biológicos.
- Bioactivo: Son aquellos que no se degradan, pero interactúan con el tejido circundante.
- Biodegradables: Solubles o reabsorbibles, son reemplazados o se incorporan al tejido.

La potencial ventaja de los materiales biocerámicos en odontología está relacionados con sus propiedades físico-químicas y biológicas. Además de tener la capacidad de liberar calcio y silicio a la dentina y generar una unión íntima con esta ²⁸ y que es capaz de estimular la formación de un puente dentinario ^{11 86}, presentan otras características deseables en un biomaterial. Las propiedades que nos brindan estos materiales son:

- Una excelente biocompatibilidad por su similitud a la hidroxiapatita natural
- Una buena capacidad de sellado hermético
- Cuentan con un pH alcalino
- Capacidad antibacteriana y antifúngica
- Radiopacidad
- Fácil manipulación

Debido a las buenas propiedades que poseen, su uso se ha extendido en las diferentes especialidades odontológicas, principalmente en el área de endodoncia para su uso en terapias endodónticas. Con la llegada de materiales más recientes se ha abierto paso lentamente a usos en el área de restauradora dental.

Capítulo I

1. Antecedentes

El primer reporte que se dio a conocer sobre el uso de un cemento a base de silicato de calcio fue en 1878 con el cemento portland, cuando el Dr Witte, en Alemania, utilizó un cemento industrial empleado comúnmente en construcciones, para terapias endodónticas como relleno de conductos radiculares.¹⁶ En los años 90s se desarrolló un nuevo material, el Agregado Trióxido Mineral (MTA), en la universidad de loma linda, fue descrito por primera vez en la literatura en 1993 por Lee et al. y patentado por Mahmoud Torabinejad y su coinventor Dean White en 1995, este contiene la formulación del cemento portland más óxido de bismuto que se le agrega como radiopacificador, para compensar la carencia de radiopacidad del cemento portland. Estudios de laboratorio e “in vivo” han demostrado que el MTA presenta una buena biocompatibilidad y sellado, siendo considerado como un excelente material para usos tanto quirúrgicos, como no quirúrgicos.¹

En un principio el MTA fue introducido para el sellado de perforaciones radiculares, sin embargo, posteriormente se recomendó para ser utilizado en cirugía endodóntica como material de obturación del extremo apical, también ha sido empleado en la terapia de pulpas vitales como recubrimiento pulpar directo y como barrera apical en el tratamiento de dientes inmaduros con pulpas vitales y ápices abiertos.

Existen muchos otros cementos a base de silicato de calcio que se han desarrollado para mejorar las propiedades de estos materiales como es el caso del Biodentine, Endosequence Root Repair material, Bioaggregate, Bioroot, Theracal entre otros.

2. Justificación

Actualmente existe una gran cantidad de cementos a base de silicato de calcio en el mercado, conocer y comprender sus características nos permite poder tener más opciones en los tratamientos que realizamos, al igual que proporcionar una mejor calidad en ellas. Muchos de estos nuevos cementos a comparación de sus antecesores nos dan una mayor comodidad y rapidez al momento de su manipulación, lo que facilita su empleo para el odontólogo.

3. Objetivos

3.1 General

- Obtener un compendio de algunos de los cementos a base de silicato de calcio que encontramos en la actualidad, describiendo las características y propiedades que poseen.

3.2 Específicos

- investigar los cementos a base de silicato de calcio que actualmente encontramos en el mercado
- investigar las propiedades fisicoquímicas y biológicas de los cementos a base de silicato de calcio
- investigar los usos clínicos
- investigar la manipulación

Capítulo II

4. Pruebas físicas aplicadas en la evaluación de las propiedades de los cementos odontológicos

Debido a que hay una amplia variedad de tipos y marcas de materiales de uso odontológico disponibles en el mercado, existen instituciones internacionales que establecen normas con los requisitos para que las propiedades de los materiales aseguren un uso idóneo para los odontólogos. En este caso se utilizará la norma ISO 6876 que establece las propiedades físicas y mecánicas para los materiales de sellado de conductos radiculares.

4.1 Tiempo de fraguado

La medición del tiempo de fraguado según las especificaciones de la norma ISO 6876 ¹², menciona que se requiere de moldes de acero inoxidable de 10 mm de diámetro interno y 2 mm de altura los cuales se colocan encima de una loseta de 1 mm de grosor todo esto dentro de una cámara acondicionadora a una temperatura de 37° C a una humedad relativa de 95%. Se realiza la mezcla del material de acuerdo a las indicaciones del fabricante, al terminar la mezcla se inicia la medición del tiempo y posteriormente se coloca dentro del molde. Cuando el tiempo de fraguado establecido por el fabricante se aproxima, se deja caer cuidadosamente una aguja gillmore sobre la superficie de la muestra, este procedimiento se repite en intervalos de 15 segundos hasta que la aguja deja de marcar la muestra, el tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla hasta este punto es el que se determina como el tiempo de fraguado.⁸³

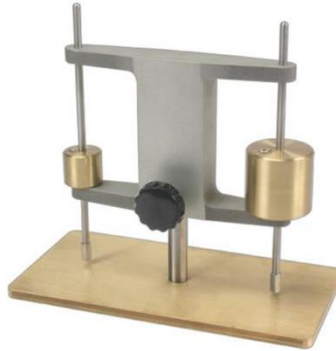


Figura 1. Aparato gillmore

<https://www.uca.edu.sv/mecanica-estructural/materias/materialesCostruccion/guiasLab/ensayoCemento/Fraguado%20inicial%20y%20final%20del%20cemento.pdf>

4.2 Radiopacidad

Se prepara el cemento de acuerdo a las indicaciones del fabricante y se coloca dentro de un molde de acero inoxidable de 10 mm de diámetro y 1mm de altura. Los moldes se guardaron en una cámara a 37° C hasta fraguar completamente. El cemento ya fraguado se colocó sobre una radiografía periapical junto con una gradilla de aluminio escalonada. Se tomó la radiografía a una distancia de 30 cm durante una exposición de 0.25 segundos. Dependiendo de si se utilizó un radiovisiógrafo o máquina de rayos x convencional, la imagen necesitará ser digitalizada para analizar el valor de la densidad radiográfica por medio del programa de procesamiento de imagen digital, ImageJ, se convirtió el equivalente a mm Al con ayuda de la siguiente fórmula.^{150 151}

$$\frac{A \times 2}{B} + \text{mm Al inmediatamente inferior DRM}$$

A = Densidad radiográfica del material (DRM) - densidad radiográfica del incremento d la gradilla de aluminio inmediatamente inferior a DRM

B = Densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio superior a DRM
- densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata inferior DRM

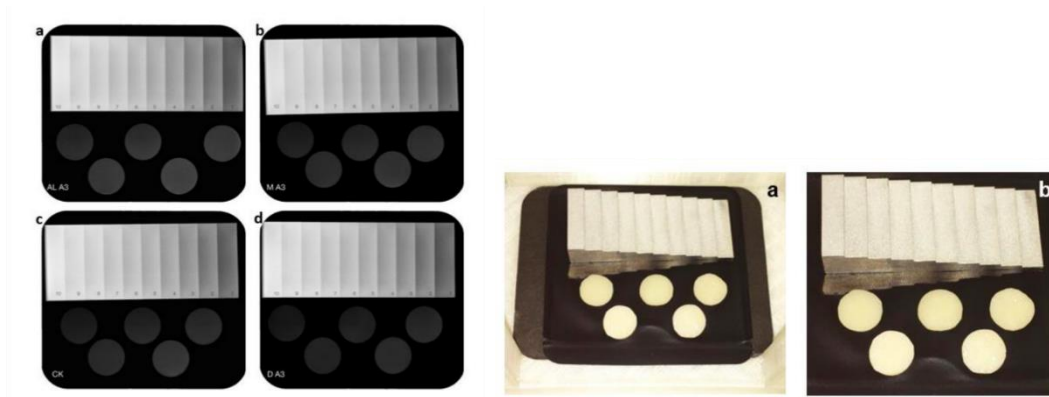


Figura 2. Cuña escalonada de aluminio y muestras de resina acrílica

<http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/146687/Evaluacio%CC%81n-de-la-radiopacidad-de-materiales-para-provisionalizaci%C3%B3n.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

4.3 Resistencia a la compresión

Se realiza la mezcla del cemento conforme a las indicaciones del fabricante y se coloca en moldes de acero inoxidable de 12 mm de alto y 6 mm de diámetro, islam et al.¹⁰ utiliza como alternativa a estos moldes de acero inoxidable, moldes de Polioximetileno. Se colocan en una cámara 37° C a una humedad relativa de 95%, ya fraguado el material se somete a una máquina universal de ensayos la cual ejerce una velocidad de 1 mm/min hasta llegar al punto de fractura, esta máquina registra por medio de un software los datos obtenidos en forma de gráfica determinando el punto exacto en el que se fractura el material. Se mide y registra la carga máxima necesaria para la fractura y la resistencia a la compresión. Se calculó la resistencia a la compresión en megapascales según la fórmula.⁷⁶

$$\frac{A \times 2}{B} + \text{mm Al inmediatamente inferior DRM}$$

$$C = \frac{4P}{\pi D^2}$$

P= Carga máxima aplicada en newtons

D= es el diámetro de la muestra en milímetros

4.4 Solubilidad

Se realiza la mezcla del material siguiendo las indicaciones del fabricante y se coloca dentro de un molde de 10 mm de diámetro con 1,5 mm de altura. El material se deja fraguar en una cámara a 37 °C y con una humedad relativa mínima de 95%. Se sacan de los moldes, se retiran los excedentes y se pasa a una caja de Petri. El cual fue previamente pesado, registrando el peso con una precisión de 0,001 gramos. Se le adicionan 50 ml de agua. El recipiente se mete en un horno a 110 °C, se evapora el agua y se deja enfriar a temperatura ambiente. Las muestras del cemento son retiradas y se vuelve a pesar. La diferencia entre la masa inicial del recipiente y su masa final se registra como la cantidad de sellador removido de las muestras.⁸³

5. Pruebas de biocompatibilidad de los materiales de uso odontológico

Los materiales de uso odontológico deben ser sometidos a una serie de pruebas antes de que puedan justificar su empleo inocuo en los seres humanos. La norma ISO 7405 proporciona directrices y metodologías detalladas estándar para evaluar la biocompatibilidad de los materiales dentales, que se aplica en conjunto con la norma ISO 10993. Los tipos de pruebas indicadas se dividen en 3 grupos.¹⁵⁷

Grupo 1: Que comprende las pruebas de citotoxicidad, Los métodos de citotoxicidad in vitro incluyen:

Prueba de difusión en agar

Ensayo de difusión por filtro

Pruebas de contacto directo o de extracto

Ensayo de citotoxicidad de la barrera dentinaria

Modelo de corte de diente.

Grupo 2: Comprende ensayos de acuerdo con la serie de normas ISO 10993 y se identifican ensayos particulares:

Toxicidad sistémica aguda - aplicación por vía oral

Toxicidad sistémica aguda - aplicación por inhalación

Toxicidad sistémica subaguda y subcrónica - aplicación oral

Irritación de la piel y reactividad intracutánea

Hipersensibilidad de tipo retardado

Genotoxicidad

Efectos locales tras la implantación

Grupo 3: Comprende ensayos, específicos para los productos sanitarios utilizados en odontología, no contemplados en la serie 10993:

Prueba de utilización de la pulpa y la dentina

Prueba de recubrimiento pulpar

Prueba de uso endodóntico

6. Métodos de evaluación de la actividad antimicrobiana

Para evaluar la capacidad antimicrobiana de un material odontológico se realizan pruebas como el método de difusión de agar (método de Kirby-Bauer) y el método de contacto directo, con cepas de microorganismos que se pueden encontrar frecuentemente en cavidad oral o microorganismos presentes en situaciones patológicas.

En el método de difusión de agar se toma una porción de las colonias bacterias y se siembran en un medio líquido (cerebro - corazón, Todd Hewitt, Tripticasa soja, etc.) y se incuban a 35 °C durante 2 a 6 horas. Mediante un hisopo estéril, se empapa en la suspensión y se procede a inocular una placa de agar Müller-Hinton mediante una técnica por extensión o hisopado, posteriormente utilizando un sacabocados de 3 mm de diámetro se realiza un pozo de 3 mm de profundidad sobre el agar. Posteriormente se procede a preparar el cemento que va a ser evaluado, siguiendo a las indicaciones del fabricante, se coloca dentro del pozo y se incuban a una temperatura de 35 °C por 48 horas. Pasado el tiempo de incubación se realiza la medición de los halos de inhibición formados por el cemento mediante una regla de precisión de 0,5 mm o un calibrador análogo.^{125 154}

Para el método de contacto directo, el material a evaluar se mezcla conforme las instrucciones del fabricante y se coloca en una placa de microtitulación de 96 pocillos. Una de las muestras se utiliza a los 20 minutos de su mezcla, designada como muestras frescas, mientras que las demás se dejan fraguar 24 horas y 1 semana a 37 °C con 100% de humedad antes de la prueba. Se coloca 10 mL de

suspensión bacteriana en la superficie de cada material y se incuba durante 1 hora en atmósfera húmeda a 37°C. Posteriormente se le agrega 240 ml de caldo (Trypticase de soja, cerebro - corazón) y se mezcla durante 2 minutos con una pipeta. 10 ml se transfiere a otra placa con medio fresco con 220 ml y se mezcla. Para determinar la supervivencia de las bacterias se cultivó alícuotas de 20 mL en agar Trypticase soya después de diluciones seriadas de 10 veces. Tras la incubación durante 24 horas a 37°C, se contaron las colonias en las placas y se calculó la UFC/mL.^{114 152 153}

7. Evaluación de la bioactividad de los cementos dentales

Para el análisis de la bioactividad se utiliza el método de la norma internacional ISO 23317 que evalúa la formación de una capa de Ca y P en la superficie de los diferentes materiales de obturación radicular.¹⁵⁶

Para la preparación de la muestra el cemento se mezcla siguiendo las indicaciones del fabricante y se deposita en un molde de 13 mm de diámetro obteniendo un disco, los cuales se sumergen en un medio de cultivo líquido (Solución salina tamponada con fosfatos de Dulbecco, solución salina balanceada de Hank) a 37 °C. Las muestras se examinaron a través de un microscopio electrónico de barrido ambiental junto con un detector de electrones secundario para el análisis de rayos X de dispersión de energía. El EDX proporciona mediciones cualitativas y semicuantitativas de calcio y fósforo atómicos para calcular las relaciones atómicas superficiales entre el calcio y el fósforo (Ca/P). Se sabe que existe la formación de carbonato de calcio cuando la relación Ca/P supera 1,67. También se utiliza XRD (Análisis por difracción de rayos X), FTIR-ATR (Análisis por Espectroscopía Infrarroja) y técnicas complementarias como la espectroscopia Micro-Raman capaces de detectar silicato, sulfato, carbonato, hidroxilo, así como la deposición de apatita.¹⁵⁵

Capítulo III

8. Cemento portland

Desde las épocas antiguas en las civilizaciones de Egipto, Grecia y Roma y hasta mediados del siglo XVIII se empleaba la cal como conglomerante para las construcciones, para mejorar la resistencia química frente al agua natural se utilizaban materiales volcánicos como la puzolana que se obtiene de las cenizas volcánicas. En otras partes como Grecia utilizaban tobas volcánicas. Mezclas de cal, agua, piedras, arena y ladrillos un material similar al hormigón fueron la base para la construcción en Europa hasta el descubrimiento del primer conglomerante hidráulico en 1756 el cual fue desarrollándose a lo largo de la historia hasta lo que se conoce ahora como cemento portland. Este es un alúmino silicato de calcio, patentado en 1824 por Joseph Aspdin, en Inglaterra, sin embargo la base del cemento moderno a escala industrial, fue establecida en 1844 por Isaac Charles Johnson, al emplear temperaturas suficientemente altas para clinkerizar la mezcla de arcilla y caliza, estas altas temperaturas daban como resultado un producto con un endurecimiento más lento, con mayor hidráulica y con fuerzas de resistencia más elevadas, Johnson mejora así las propiedades de este cemento portland, denominado de esta manera, porque una vez fraguado, presentaba un color similar a la piedra de Portland, una caliza oolítica que se extraía en la costa del canal de Portland, en Dorsetshire, al sur de Inglaterra.^{7 19}

La primera aparición del CP (Cemento Portland) en la odontología fue en 1878 cuando se utilizó para terapias endodónticas como relleno de conductos radiculares. Con la llegada de MTA su uso se vio apartado. Sin embargo, uno de los inconvenientes que presenta el MTA es su elevado costo, lo cual es un factor importante a tomar en cuenta cuando se piensa en realizar un tratamiento, dado que el PC es un material mucho más económico y cuyas propiedades son similares, podemos encontrar una gran cantidad de estudios donde se comparan estos

dos materiales e investigadores que sugieren que el CP podría ser un material aceptable como alternativa al MTA.^{63 10 9}



Figura 3. Joseph Aspdin (1778-1855)

<https://victoryepes.blogs.upv.es/2013/09/08/primer-cemento-artificial/>

8.1 Composición

El CP está compuesto principalmente por clinker este se obtiene por medio de un proceso de sinterización o clinkerización, el cual se desarrolla en un horno, en donde se calcina la piedra caliza, compuesta esencialmente de carbonato cálcico a unos 900°C para generar óxido de calcio, liberando dióxido de carbono en el proceso. Posteriormente, el óxido de calcio reacciona en el horno a altas temperaturas, entre 1400-1500°C, con sílice, alúmina y óxidos de hierro, para formar silicatos, aluminatos y ferritas de calcio, los cuales constituyen el clinker, previamente a este proceso existe un paso de trituración y molienda de la materia prima, una vez formado el clinker, se muele adicionando un 2% a 3% de yeso. esto para retardar su fraguado, ya que sin su adición el cemento tendría un fraguado instantáneo.⁷



Figura 4. Cemento portland MEDCEM presentación comercial
<https://www.medcem.eu/en/shop/medcem-pure-portland-cement>

Tabla 1. Composición de cemento portland

Porcentaje	Nombre	Formula
55%	Silicato tricalcico	Ca_3SiO_5
20%	Silicato dicalcico	Ca_2SiO_4
10%	Aluminato tricalcico	$\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$
10%	Aluminato ferrico tetracalcico	$\text{Ca}_4\text{AlFe}_2\text{O}_{10}$

El CP presenta características biológicas, macro y microscópicas similares a las del MTA, esto debido a que los componentes que los constituyen son similares exceptuando el óxido de bismuto, ambos tienen la misma manipulación, fraguado y endurecimiento al reaccionar químicamente con el agua a pesar de esto, se informan varias diferencias entre estos materiales en términos de expansión de fraguado, composición química, composición química de la superficie, porosidad, resistencia a la compresión, radiopacidad, liberación de iones de calcio y tamaño de partícula.^{8,63}

Se ha observado que las cantidades de plomo, cromo, cobre, manganeso, zinc y arsénico son mucho más elevadas en el CP que en MTA. El CP contiene sustancias contaminantes indeseables para el organismo humano, una de las

preocupaciones que se tiene con respecto a su uso es la cantidad de arsénico que presenta. La toxicidad del arsénico radica en el hígado, sistema nervioso periférico y renal, sin embargo, también puede causar problemas en la piel y digestivos, glandulares, trastornos sanguíneos y respiratorios. De acuerdo con la norma ISO 9917-120, Cementos a base de agua - Parte 1: Cementos a base de ácido en polvo / líquidos, un material para ser utilizado en procedimientos dentales no debe contener más de 2 mg / kg de arsénico.¹⁴¹ Estudios realizados por Duarte et al.⁶¹ nos revelan que la liberación de arsénico que presentan tanto los CP como MTA ProRoot y Angelus MTA están por debajo del límite establecido por la ISO por el contrario autores como Monteiro et al.¹⁴² ⁶¹ indican que las cantidades de dichos cementos alcanzan a sobrepasar los límites establecidos sin embargo las cantidades utilizadas en los procedimientos endodónticos son mínimas, menores a 1g lo que nos proporciona un margen de seguridad significativo.

8.2 Propiedades físicas químicas y biológicas

8.2.1 Resistencia a la compresión

Camilleri nos presenta que la resistencia a la compresión de CP a 1 día después de su mezcla es de 48.4 Mpa y llega a alcanzar hasta 83.4 Mpa a los 28 días.¹⁴⁴ Coomaraswamy et al.⁴⁷ evaluaron el efecto del óxido de bismuto sobre las propiedades del CP. Se vio que el aumento de la adición de óxido de bismuto de un 0% al 10% ocasionó una disminución de la resistencia mecánica del material de 82 Mpa a 40 Mpa al igual que se observó un aumento en la porosidad del material lo que produce un incremento en la solubilidad que podría afectar potencialmente en la longevidad del material a comparación de CP puro.

8.2.2 Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado de CP es de aproximadamente 170 minutos. Un estudio realizado por Islam et al.¹⁰ en el cual compara las propiedades físicas de cementos MTA con CP muestran que CP y MTA tuvieron valores similares al igual que MTA blanco con PC blanco.

8.2.3 Solubilidad

Estudios nos muestran que la capacidad del CP en ambientes acuosos llega a ser menos soluble que el MTA ángel. De acuerdo con Bodanezi et al.¹⁴³ MTA Angelus presenta una solubilidad mayor que PC blanco, los resultados de las pruebas de solubilidad mostraron que la masa residual separada del MTA Angelus fue significativamente mayor y superior al 3% de pérdida máxima aceptada en las primeras 24 horas por la ISO 6876 el cual la capacidad de sellado podría verse comprometida. Al contrario, en el cemento Portland, se observó que la solubilidad disminuyó dentro de las primeras 24 horas al 1,46%. Islam et al.¹⁰ encontraron que la solubilidad de MTA blanco es mayor que el del CP y CP blanco mayor que MTA gris, sin embargo, todos estaban dentro del valor establecido por la ISO 6876.⁷²

8.2.4 pH

El pH del CP alcanza un valor de 12,3 durante el primer minuto después de su hidratación, y continúa aumentando hasta un valor máximo de 12,9 después de 3 horas, debido a estos valores en su pH, no proporciona condiciones óptimas para la proliferación bacteriana, lo que lo hacen un buen antimicrobiano.⁹

8.2.5 Radiopacidad

Radiográficamente es un material poco visible, su radiopacidad es similar a la de la dentina o incluso menor, ya que se ha reportado que puede presentar una radiopacidad de 0.95 mm Al, lo que lo hace inadecuado para uso clínico, representando una desventaja a comparación de otros materiales, por lo que se ha buscado adicionar diferentes radiopacificadores en la composición.^{71 10}

8.2.6 Biocompatibilidad

Kyung et al.¹⁴⁶ nos muestra mediante un ensayo MTT que CP presenta una alta viabilidad celular al igual que no presenta citotoxicidad y en un análisis SEM en donde células de la pulpa dental humana cultivadas sobre la superficie de CP, a las 24 parecían ser planas y mostraban extensiones citoplasmáticas que se proyectaban a la superficie de células adyacentes. Estas extensiones son importantes, ya que forman una red tridimensional dentro de los tejidos duros y materiales.

Un estudio en donde a 10 ratas de la cepa wistar se les implantaron en el tejido conectivo subepitelial un tubo con CP y un tubo vacío como grupo control, mostró que no hubo diferencia en la reacción celular entre ambos grupos y CP no provocó ninguna reacción adversa a distancia en el tejido subcutáneo de las ratas. Sin embargo, se vio la presencia de una inflamación de aguda a crónica y la presencia de células cebadas y eosinófilos relacionados a la reacción alérgica para ambos grupos, lo que se dedujo como una reacción debido a los tubos de polipropileno.¹⁴⁵

8.2.7 Actividad antimicrobiana

Obando et al.¹²⁹ evaluó la capacidad antibacteriana y antifúngica de CP y MTA Ángelus sobre cepas de *S. mutans*, *S. sanguinis*, *S. oralis*, *S. mitis* y *E. faecalis*. Se observó una buena eficacia a las 48 horas para los dos materiales. A las 72 horas CP inhibió el crecimiento bacteriano de todas las cepas. En el caso de MTA Ángelus, el *S. Aureus* fue resistente dentro de las 72 horas, sin embargo, debido a que se observó que había una buena progresión de su inhibición desde la primera hora, se deduce que puede ser inhibido en un mayor tiempo de exposición.

Con respecto a la actividad antifúngica MTA Angelus mostró ser efectivo *C. albicans*, *C. glabrata*, *C. guilliermondii*, *C. parapsilosis* y *C. utilis* en las primeras 24 horas con excepción de *C. tropicalis*. CP inhibió el crecimiento de todas las cepas evaluadas después de 24 horas.

En otro estudio en donde se pone a prueba la efectividad de CP y MTA contra cepas de *S. aureus*, *E. faecalis*, *P. aeruginosa*, *B. subtilis* y *C. albicans* se muestran zonas de difusión sin la inhibición de crecimiento microbiano.³⁵

8.2.8 Bioactividad

Meschi et al.¹⁴⁸ evaluó el potencial de bioactividad del CP. Se prepararon 10 cavidades cilíndricas las cuales se llenaron con CP y se almacenaron en agua destilada, solución salina equilibrada de Hank (HBSS), solución salina taponada con fosfato de Dulbecco (DPBS) y líquido corporal simulado (SBF) durante 1 mes. Las muestras fueron analizadas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) y espectroscopia de energía dispersiva (EDS). Los resultados mostraron la formación de cristales de apatita en las muestras almacenadas en DPBS y SBF.

8.3 Aplicaciones clínicas

- Material de obturación temporal en piezas tratadas con endodoncia
- Material de recubrimiento pulpar directo e indirecto

8.4 Manipulación

Las indicaciones para el correcto uso del cemento según el fabricante son las siguientes:¹⁴⁹

- Abrir la cápsula del polvo y dispensar la cantidad necesaria sobre un block de mezcla estéril o loseta de vidrio estéril
- Mezclar gradualmente el agua estéril con el cemento, durante aproximadamente 10 segundos por cada incremento. El tiempo total de trabajo es de aproximadamente 5 minutos.
- Añadir agua estéril hasta alcanzar la consistencia deseada para la aplicación específica

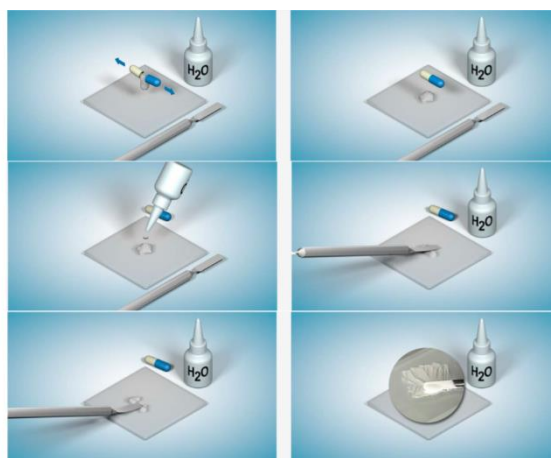


Figura 5. Mezclado de cemento portland

<https://www.medcem.eu/en/shop/medcem-pure-portland-cement/use>

9. Agregado Trióxido Mineral

El Agregado Trióxido mineral (MTA) es un derivado del cemento portland, desarrollado principalmente para su uso en endodoncia y es el primer material biocerámico utilizado en la odontología. Fue introducido en 1993 por el Dr. Torabinejad en la universidad de loma linda y es en 1997 que la FDA (Food and Drugs Administration) aprobó su uso en los Estados Unidos. La empresa dentsply lo empieza a comercializar con el nombre de ProRoot MTA. ProRoot se encuentra en dos presentaciones uno gris y otro blanco, que es introducido al mercado en 2002, el cual llega para sustituir el MTA Gris cuando es que existe un compromiso estético, esto debido a que el color que presentaba se podía llegar a traslucir o pigmentar las estructuras originando un cambio de coloración en los dientes en que se colocaba.

Diferentes artículos mencionan las excelentes características que presenta el MTA como su biocompatibilidad, baja solubilidad y capacidad de sellado además de los favorables resultados clínicos de su uso en tratamientos endodónticos, no obstante, desventajas como su largo tiempo de fraguado, la decoloración que ocasiona y su difícil manejo ha impulsado a diferentes casas comerciales a sacar nuevas versiones que minimicen estos inconvenientes.



Figura 6. Presentación de ProRoot MTA versión gris y blanco
<https://pocketdentistry.com/2-chemical-properties-of-mta/>

9.1 Composición

La composición del MTA consta de una mezcla de cemento portland más óxido de bismuto. El MTA consiste en 50-75% de óxido de calcio y 15-25% de dióxido de silicio. Estos dos componentes abarcan el 70 al 95% del cemento. Al mezclarse producen silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico y aluminato ferrico tetracalcico, las proporciones de cada uno de estos se observan en la tabla 2. En su presentación lo podemos encontrar en sobres herméticamente sellados que contienen el polvo, junto con pipetas con agua estéril para su preparación.

Tabla 2. Composición de MTA

Nombre	Porcentaje
Silicato Tricalcico	51.90%
Silicato Dilcalcico	23.20%
Aluminato Tricalcico	3.80%
Anhidrita	1.30%
oxido de Bismuto	19.80%

Camilleri et al.¹⁶ analizaron la composición de ProRoot MTA blanco y ProRoot MTA gris mediante EDAX (Análisis de energía dispersa por rayos x) los resultados mostraron que MTA blanco está compuesto principalmente de calcio, silicio, bismuto y oxígeno mientras que MTA gris está compuesto por calcio, silicio, aluminio, hierro, bismuto y oxígeno.

Otro estudio muestra que las principales diferencias que se observan en cuanto a la composición de estos dos materiales es la concentración de óxido de alúmina (Al_2O_3), óxido de magnesio y óxido de hierro. Encontraron que el WMTA presenta 54,9% menos de Al_2O_3 , 56,5% menos de MgO y 90,8% menos de FeO

que el MTA Gris y concluyeron que la baja concentración de FeO en el WMTA es la razón por la que obtiene este color blanco.^{26 16}



Figura 7. Polvo de ProRoot MTA blanco y gris
<https://pocketdentistry.com/2-chemical-properties-of-mta/>

9.2 Propiedades física químicas y biológicas

9.2.1 Tiempo de fraguado

El MTA presenta un considerable tiempo de fraguado, en la versión Grey MTA es de $175 \text{ min} \pm 2.55$ y $140 \text{ min} \pm 2.58$ para el White MTA a pesar de que exista una diferencia significativa en el tiempo de fraguado, si lo vemos desde el punto de vista clínico puede no serlo.¹⁰

9.2.2 Resistencia a la compresión

La fuerza compresiva del MTA a las primeras 24 horas es de 40 MPa y alcanza unos 67 MPa a los 21 días.¹⁹ Respecto al WMTA se ha registrado que presenta una resistencia de 45.84 MPa a los 3 días con un incremento hasta los 86.02 MPa a los 28 días.¹⁰ Al ser un material que no se coloca en una zona donde

va a recibir directamente la presión de las cargas oclusales la resistencia a la compresión no es un factor crítico para el éxito del tratamiento, sin embargo, es un factor a considerar.

9.2.3 Radiopacidad

La radiopacidad es una propiedad importante para todo material que va a ser colocado o implantado dentro del cuerpo humano, con el fin de poder ser identificado en un examen radiográfico. 1 mm de grosor de tejido es equivalente a 1 mm de grosor de aluminio. De acuerdo a la norma ISO 6876 la radiopacidad necesaria de un material para la obturación de conductos radiculares es de 3 mm de espesor de aluminio.¹²

El MTA presenta una radiopacidad de 7,17 mm de espesor de aluminio el cual cumple con los estándares establecidos en la norma iso 6876.2 Es debido al óxido de bismuto que el MTA tiene la propiedad de verse radiopaco, es decir que el nivel de radiopacidad de este material va a radicar en la cantidad de óxido de bismuto que se le adicione, El ProRoot MTA incluye un 20 %, Sin embargo, el aumento de la concentración de óxido de bismuto está relacionado con un mayor deterioro de la resistencia mecánica del material y un aumento de la porosidad.⁴⁷

9.2.4 pH

El valor inicial del pH después de la mezcla del MTA es de 10,2, este tiene un incremento hasta los 12,5 después de 3 horas.¹⁴ Tanto el GMTA como el WMTA no muestran diferencias significativas del pH después de la mezcla, sin embargo, el WMTA después de 60 minutos muestra un valor más alto el cual alcanza hasta 13,0. El alto valor de pH de este material se atribuye a la liberación constante de iones calcio y la formación de hidróxido de calcio.^{27 10}

9.2.5 Solubilidad

Una de las propiedades deseables en los materiales restauradores es la insolubilidad o baja solubilidad, de igual forma para los cementos selladores que se utilizan en endodoncia es una característica ideal. La solubilidad es la pérdida de masa de un material durante un período de tiempo en la inmersión en agua o sustancia. Un material con alta solubilidad puede causar la desintegración o degradación del material de relleno del extremo de la raíz, por lo tanto, dejando huecos que pueden proporcionar espacios para la colonización de bacterias y su paso en tejido periapical. De acuerdo con la norma de la Organización Internacional de Normas 6876 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.^{12 96}

La solubilidad del MTA es baja o casi nula. En un estudio donde se comparó con dos marcas diferentes de cemento portland, se observó, tras la inmersión de estos materiales en agua destilada durante 28 días una pérdida de 33,33% y 31,38% de pérdida de peso de los CP, mientras que la pérdida de peso que sufrió el MTA fue únicamente de 0,78%.⁶

Debido a su composición similar al PC, el cual se compone principalmente de una matriz insoluble de sílice mantiene su integridad en contacto con el agua.¹³ La baja solubilidad del MTA lo vuelve un buen material para su colocación en ambientes expuestos a fluidos.

9.2.6 Capacidad de sellado

El éxito de un material de reparación radicular va a depender de su capacidad de sellado. En un estudio se vio que el MTA filtraba significativamente menos que la amalgama y el super EBA al igual que una mejor adaptación marginal, esto nos indica que el MTA es superior a la amalgama y comparable con EBA en la prevención de microfugas cuando se utiliza como relleno en el extremo apical.³⁸ otro estudio donde se comparó Endosequence y MTA mostró que ambos tienen una capacidad de sellado similar sin embargo en otro estudio donde se utilizó un modelo de fuga bacteriana con streptococcus faecalis se vio que el endosequence presentaba una fuga mucho mayor.³⁷

9.2.7 Biocompatibilidad

Para determinar la biocompatibilidad de los materiales se realizan pruebas como el perfil de toxicidad general de materiales potenciales en un cultivo celular, pruebas de implantación y pruebas de uso en animales.¹⁵

Estudios de biocompatibilidad y mutagenicidad demostraron que el MTA es un material biocompatible.^{16 24} Un estudio que comparó la tasa de éxito en tratamientos de sellado apical y biocompatibilidad entre el MTA, amalgama, IRM y Super EBA mostró que el MTA presenta mejores resultados, ya que la respuesta inflamatoria inducida por MTA a nivel de tejido periapical era prácticamente inexistente, la mayoría de los casos al utilizar MTA como relleno retrógrada se observó aposición de cemento el cual es importante para la neoformación del ligamento periodontal. Tanto el MTA, como la amalgama y el super EBA se observó neoformación ósea, sin embargo, la formación de hueso resultó más significativo en el caso del MTA, otra de las ventajas que se observa en este estudio es en cuanto a la regeneración tisular el MTA, este genera áreas de calcificación que inducen la regeneración tisular.²³

Para determinar si el MTA es mutagénico se realizó un estudio utilizando la prueba de Ames, el cual está diseñada para evaluar el potencial cancerígeno de sólidos y líquidos, La prueba utiliza cepas de *Salmonella typhimurium*, construidas por ingeniería genética, capaces de detectar compuestos que causan mutaciones genéticas, los resultados de este estudio muestran que el MTA no es mutagénico.²⁴

La citotoxicidad es una de las pruebas in vitro más utilizadas para medir la biocompatibilidad.²¹ Líneas celulares establecidas como fibroblasto de ratón L929, BHK 21 fibroblastos de hámster, carcinoma de cuello uterino epitelial humano HeLa células, y células epiteliales de piel humana NCTC2544 se han utilizado para pruebas de citotoxicidad.³⁴ Los estudios de cultivo celular evalúan la citotoxicidad de los materiales a través de la observación morfológica de las células cultivadas alrededor de los materiales de prueba o sus extractos, registrando el número de células desprendidas, la actividad de la fosfatasa alcalina, las mediciones de fluorescencia y la viabilidad celular.^{4 3 33}

Usando los métodos de recubrimiento de agar y radiocromo Torabinejad et al.³³ han demostrado que el MTA y la amalgama muestran niveles de citotoxicidad más bajos que el super EBA y el IRM. Otro estudio donde se compararon dos marcas diferentes de MTA (MTA ProRoot, MTA angelus) con Vitrebond y super EBA mostraron que las dos marcas de MTA presentaron menor citotoxicidad, No se observaron diferencias estadísticamente significativas en el grado de efecto citotóxico mostrado por MTA-Angelus y ProRoot MTA.³² Un estudio en donde se utilizaron osteoblastos y células de osteosarcoma MG-63 determinó que después de la unión celular inicial a la superficie de WMTA después de 13 días las células no pudieron sobrevivir, mientras que en el GMTA si proliferaron en ese tiempo,³¹ sin embargo otro estudios en donde se evaluó la proliferación celular de cementoblastos murinos inmortalizados y queratinocitos sobre WMTA Y GMTA revelo que la proliferación de cementoblastos aumentó significativamente en la

superficie del WMTA en comparación de los cementoblastos del GMTA o en ausencia de MTA al igual que los queratinocitos.³⁰

9.2.8 Actividad antimicrobiana

Pruebas como la difusión de agar y la prueba de contacto directo son las más utilizadas para evaluar la propiedad antibacteriana de los materiales dentales.

La prueba de difusión en agar depende de la capacidad de difusión del material analizado, que puede no reflejar la verdadera acción antimicrobiana, mientras que la prueba de contacto directo se basa en los efectos promovidos por el material sobre la población.¹

En una investigación donde se evaluó el efecto antibacteriano del MTA sobre las especies que se encuentran más frecuente en conductos radiculares infectados, se vio que el MTA inhibe el crecimiento de algunas bacterias facultativas las cuales son: *S.mutans*, *S.mitis*, *S.salivarius*, *L.species*, *S.epidermis* sin embargo no presentó ningún efecto en bacterias anaerobias estrictas.² Otros artículos en donde se estudia los efectos antimicrobianos del MTA sobre *E.faecalis*, *S.aureus* y *B.subtilis* nos dice que son escasos o nulos dichos efectos sobre estos microorganismos.^{36 35}

Por el contrario, podemos encontrar otros estudios donde se informa que el MTA si presenta efectos antibacterianos sobre bacterias como *S.aureus*, *E.faecalis*, *P.aeruginosa*.^{39 40 41}

Existen también variaciones que se pueden realizar en la composición del MTA para mejorar sus propiedades antibacterianas. Se ha observado que el uso de clorhexidina con MTA mejora la actividad antibacteriana sobre *E.faecalis*, *S. mutans*,

C.albicans, E.coli y una mezcla de estos.^{36 1} Una concentración de gluconato de clorhexidina al 0,12% como vehículo para su mezcla con WMTA contra Actinomyces odontolyticus, F.nucleatum, S. Sanguis, E.faecalis, E.coli, S.aureus, P.aeruginosa y C.albicans presenta mayores zonas de inhibición que MTA con agua.⁴⁸

Con respecto a su actividad antifúngica se ha visto que es efectivo contra C.albicans, el cual también se puede encontrar en conductos infectados, se observó crecimiento de C.albicans la 1 hora de incubación, al ir incrementando el tiempo no presentó crecimiento a las 24 horas ni al 3 día de observación, esto debido al alto pH que posee.⁴²

9.2.9 Bioactividad

Al mezclar el polvo del MTA con el líquido, se hidratan las partículas de silicato de calcio provocando una liberación de iones Ca^{2+} e iones OH^- . Esta reacción da como resultado la formación de hidróxido de calcio (portlandita). Esta liberación de iones inorgánicos desencadena respuestas intracelulares. La liberación de iones calcio favorece la proliferación, diferenciación y mineralización de la matriz extracelular de los osteoblastos, activa los receptores sensibles al Ca en los osteoblastos y aumenta la expresión de factores de crecimiento como el factor de crecimiento similar a la insulina-I (IGF-I) o IGF-II, mientras que el OH^- aumenta la alcalinidad del ambiente, razón por la cual los cementos a base de silicato de calcio presentan un pH de entre 10 a 12 , lo que es desfavorable para el crecimiento bacteriano.¹

Un estudio realizado por Gandolfi et al.¹²¹ señala que MTA demuestra ser un material con una alta bioactividad al observar la formación de apatita 5 horas después de que se sumergiera MTA en una solución salina amortiguada por fosfatos y posteriormente una capa uniforme de apatita a los 7 días.

9.3 Aplicaciones clínicas

MTA está indicado para los siguientes casos:¹²²

- Material de obturación endodóntico
- Se ha aplicado en tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos.
- Recubrimiento pulpar directo.
- Apicogénesis.
- Casos de apicoformación o apexificaciones.
- Sellar perforaciones de furca y radiculares
- Pulpotomía de dientes temporales.
- En pulpectomías de piezas temporales
- Como material de obturación temporal en piezas tratadas con endodoncia, pulpotomía o pulpectomía.
- Obturaciones retrógradas.
- Para tratar reabsorciones internas.
- Para sellar fracturas verticales.

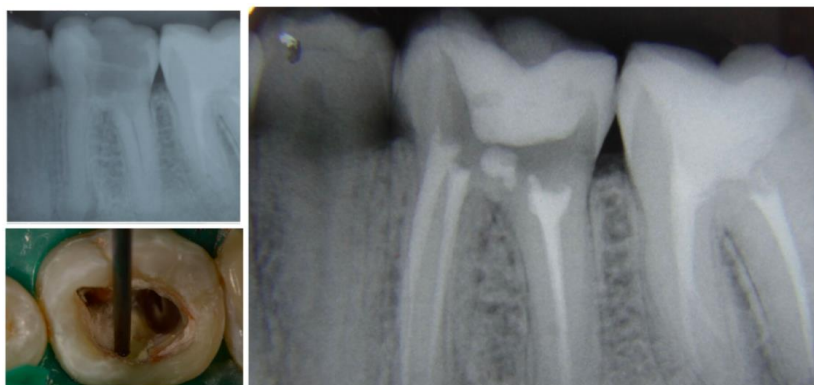


Figura 8. Tratamiento de primer molar inferior con perforación usando cemento a base de MTA
<https://angelus.ind.br/assets/uploads/2020/11/CC100-Tratamiento-de-dientes-con-perforacion-usando-cemento-reparador-a-base-de-MTA.pdf>

9.4 Manipulación

Para el correcto mezclado y manipulación de MTA se debe seguir las siguientes indicaciones:¹²²

- El ProRoot MTA lo encontramos en una caja con sobres individuales del polvo junto con ampollas de agua destilada.
- Se debe colocar el material sobre una loseta de vidrio o papel.
- Se mezcla el polvo y el agua estéril o solución salina en una proporción 3 a 1, con una espátula de metal o plástico.
- La consistencia que se debe obtener es pastosa.
- Para llevar al material de la loseta a la zona donde se va a colocar podemos utilizar un portamalgama.
- Una vez colocado compactamos el material ayudándonos con gasa estériles o torundas de algodón húmedas.
- Después de abrir un sobre de MTA, el polvo no utilizado, se puede guardar en un bote con cierre hermético, para su futura utilización en otros tratamientos.

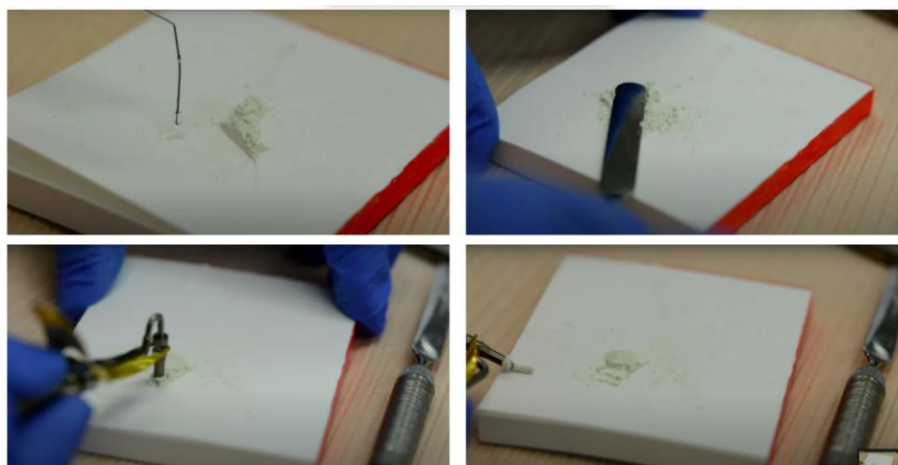


Figura 9. Proceso de preparación de MTA
<https://www.youtube.com/watch?v=JIPWG8EIBaM>

10. Biodentine

Con el propósito de eliminar las desventajas que posee MTA, tales como sus bajas propiedades físicas, su difícil manipulación y su extenso tiempo de fraguado se han desarrollado nuevos materiales a base de silicato de calcio con propiedades superiores. Como es el caso del Biodentine, que se ha comercializado principalmente como un sustituto de dentina. Este material es desarrollado por la empresa Septodont y fue sacado al mercado en el 2009. El proceso de su fabricación utiliza la “Tecnología de biosilicato activo” tecnología patentada por la misma empresa, el cual afirma alcanzar mejores resultados en sus propiedades, mediante la obtención de una alta pureza del silicato tricálcico y un contenido de microagregados minerales de primera calidad en la formulación con ausencia de aluminato y sulfato de calcio en el producto final. Biodentine tiene una amplia gama de aplicaciones que incluyen sellado de perforaciones radiculares, apexificación, lesiones de resorción, material de obturación retrógrado en cirugía endodóntica, recubrimiento pulpar y se puede utilizar como material para el reemplazo de dentina en odontología restauradora.

Se encuentra en una presentación polvo/líquido, el polvo en una cápsula individual y el líquido dentro de una pipeta, a diferencia de otros cementos en donde no se necesitan máquinas o de algún instrumento especial, este requiere para su mezcla el uso de un amalgamador.



Figura 10. Biodentine, presentación comercial, cápsulas más ampollitas unidosis
<https://www.septodont.es/productos/biodentine>

10.1 Composición

El polvo es un compuesto de silicato tricálcico, el cual es el componente principal del polvo, carbonato de calcio como relleno, también contiene óxido de zirconio que actúa como radiopacificador. El líquido está compuesto por cloruro de calcio que reduce el tiempo de fraguado del biodentine y polímero soluble que se basa en un policarboxilato modificado que reduce la viscosidad del cemento, reduciendo la cantidad de agua requerida por la mezcla mejorando sus propiedades físicas.⁷⁰

Tabla 3. Composición de Biodentine

Nombre	Formula
Silicato tricálcico	Ca ₃ SiO ₅
Carbonato de calcio	CaCO ₃
Oxido de zirconia	ZrO ₂
Cloruro de calcio	CaCl ₂
polimeros hidrosolubles	

10.2 Propiedades física químicas y biológicas

10.2.1 Resistencia a la compresión

Una de las principales desventajas que han presentado los materiales a base de silicato de calcio son sus bajas propiedades mecánicas, En el caso de Biodentine las características más destacadas que observamos es su gran resistencia a la compresión, razón por la cual el fabricante lo presenta como un sustituto bioactivo de dentina. Estudios demuestran que el Biodentine llega a presentar una resistencia a la compresión de 100-131 Mpa en las primeras horas de colocación, a las 24 horas alcanza 200 Mpa lo que supera el valor de la mayoría

de los ionómeros de vidrio, después de un mes de su colocación llega a alcanzar hasta un valor de 300 Mpa, donde se estabiliza y logra una resistencia mecánica similar a la de la dentina 297 Mpa.⁷⁹ Este resultado se le atribuye al alto nivel de pureza del silicato tricálcico que contiene en su formulación, logrando un bajo nivel de porosidad lo que determina una mayor resistencia mecánica.⁷⁸ Biodentine llega a alcanzar una dureza de 51 HVN después de 2 horas de su colocación y 69 HVN en un mes.⁷⁹

10.2.2 Tiempo de fraguado

Presenta un tiempo de fraguado inicial de 6 minutos a un tiempo final que oscila entre 9-12 minutos. Un tiempo considerable comparándolo con el tiempo de trabajo que posee el MTA.⁶⁹ Esto se debe al menor tamaño de las partículas del polvo, lo que permitiría una mayor área de reacción. Además, el cloruro de calcio adicionado al líquido ha probado ser un potente acelerador de la reacción en estos materiales.⁶⁸

10.2.3 Solubilidad

El Biodentine muestra valores aceptables de solubilidad, sin embargo, presenta mayor solubilidad que MTA. En un estudio donde se comparó la solubilidad entre estos dos materiales se vio que el biodentine tras su inmersión en agua destilada, a los 28 días, presentaba una pérdida de peso de 4,610% mientras que proroot MTA de 1,144%.⁷³ Hay que tener en cuenta que este tipo de cementos que forman hidróxido de calcio durante el fraguado deben presentar un grado de solubilidad para mejorar el proceso de mineralización en contacto con tejidos vitales. Un pH alcalino y la liberación de iones calcio están relacionados con la capacidad de estimular la mineralización y se ha demostrado que los materiales más solubles que el MTA tienen una mayor liberación de hidróxido de calcio.⁸³ A pesar de que una

alta solubilidad es una característica indeseable para este tipo de materiales. No obstante, se ha demostrado que un material puede disociarse o tener valores de solubilidad razonables, proporcionando un sellado y una respuesta biológica adecuada.⁸²

10.2.4 pH

De acuerdo con autores como Grench y Zeid al sumergir Biodentine en solución balanceada de Hank, después de 24 horas, llega a alcanzar un rango de pH de entre 11.7 hasta 12.4, permaneciendo en este rango sin presentar cambios abruptos al menos hasta 4 semanas después.

10.2.5 Radiopacidad

Una de las principales limitaciones clínicas que presenta el Biodentine es su baja radiopacidad que dificulta la evaluación radiográfica del tratamiento y el seguimiento. Este material utiliza óxido de zirconio para proporcionar su radiopacidad. A diferencia del óxido de bismuto, se demostró que el óxido de zirconio posee mayor biocompatibles y está indicado como material bioinerte con altas propiedades mecánicas y una resistencia favorable a la corrosión.⁷⁵ Algunos estudios que evaluaron su radiopacidad, muestran que los valores son superiores a 3 mm Al, ^{76 79 78} mientras que otros estudios como el de Tanalp et al.⁷⁷ revelan que biodentine presenta una radiopacidad de 2.8 mm Al, cifra que no llega a lo establecido por la norma ISO 6876:20122173 sin embargo hay que tener en cuenta que esto puede ser debido al tiempo o condiciones de su almacenamiento y muchos otros factores que pueden afectar los resultados del estudio.⁷⁴



Figura 11. Radiografía periapical de Biodentine como recubrimiento pulpar directo
https://www.researchgate.net/publication/335482703_BIODENTINE_COMO_RECUBRIMIENTO_PULPAR_DIRECTO_REPORTE_DE_CASO_CLINICO

10.2.6 Biocompatibilidad

El Biodentine es un material seguro para su uso clínico. Estudios realizados con este material demuestran que no es mutagénico, citotóxico, irritante o sensibilizante.⁸⁰

Pruebas de Ames realizadas para evaluar evidencia de mutagenicidad no han detectado presencia de mutaciones inversas significativas. Prueba de micronúcleos realizados en linfocitos humanos para detectar alteraciones cromosómicas estructurales en estas células huésped no revelaron daño cromosómico. Un ensayo cometa que se realizó en fibroblastos de la pulpa dental de células odontoblásticas, no mostró daño significativo al ADN en los fibroblastos o efectos adversos sobre su función. Finalmente, los estudios citotóxicos no revelaron ningún efecto nocivo sobre las funciones en los fibroblastos de la pulpa dental. Estas pruebas biológicas han demostrado que este nuevo material es biocompatible y comparable a MTA.⁸⁰

10.2.7 Actividad antimicrobiana

La capacidad antibacteriana del Biodentine es comparable al del hidróxido de calcio, debido a la liberación de iones de hidróxido de calcio que ocurre durante la fase de fraguado Biodentine presenta un pH de 12, esta alta alcalinidad que posee afecta en el metabolismo, crecimiento y división celular bacteriana. Un estudio realizado por Bhavana et al.¹²⁵ compara la influencia que tiene Biodentine, MTA y un cemento de ionómero de vidrio sobre 4 cepas de microorganismos que se pueden encontrar en la microflora oral, estas son *S.mutans*, *E.faecalis*, *E.coli* y *C.albicans*. Se midió el diámetro de inhibición del crecimiento alrededor del material durante una incubación de 24 a 72 horas a 37°C. Todos los materiales presentaron un buen efecto inhibitorio sobre las cepas excepto por el cemento de ionómero de vidrio que no inhibió el crecimiento de *C.albicans*. Biodentine mostró una mayor zona de inhibición en especial sobre *S.mutans*. Los resultados revelaron que Biodentine tiene una capacidad antimicrobiana más potente que MTA, al igual que estos dos materiales son más efectivos que cementos de ionómero de vidrio.

10.2.8 Bioactividad

Estudios donde se utiliza biodentine como agente de recubrimiento pulpar muestran un aumento en la secreción de TGF- β 1 de las células pulpares, el cual es un factor de crecimiento, crítico para la angiogénesis, el reclutamiento de células progenitoras, diferenciación celular y mineralización. Estos estudios demuestran la capacidad del material para promover la mineralización, generar dentina reaccionaria e inducir la formación de un puente denso tipo dentina mineralizada, lo que respalda la afirmación de que el cemento es altamente bioactivo.^{81 126}

10.3 Aplicaciones clínicas

Según el fabricante el uso Biodentine está indicado para los siguientes casos:¹²⁷

En la corona:

- Cómo restauración temporal del esmalte
- Restauración permanente de dentina
- Lesiones cariosas profundas o grandes
- Lesiones cervicales o radiculares profundas
- Recubrimiento pulpar
- Pulpotomía

En la raíz:

- Perforaciones radiculares y de furca
- Resorciones internas
- Resorciones externas
- Apexificación
- Obturación quirúrgica retrógrada



Figura 12. Biodentine como recubrimiento pulpar directo
https://www.researchgate.net/publication/335482703_BIODENTINE_COMO_RECUBRIMIENTO_PULPAR_DIRECTO_REPORTE_DE_CASO_CLINICO

10.4 Manipulación

El fabricante nos da las siguientes indicaciones para su correcta manipulación:¹²⁷

- Biodentine viene en una caja con un contenido de 15 cápsulas con el polvo y 15 pipetas con el líquido.
- Se toma la cápsula de forma que quede vertical y se golpea ligeramente para que el polvo caiga al fondo de la cápsula.
- Se abre la cápsula y se coloca sobre el soporte blanco.
- Para agregar el líquido se toma la ampolleta y se gira únicamente la punta o tapa para abrirla.
- Se le agregan 5 gotas exactas del líquido dentro de la cápsula y se cierra
- Una vez que el polvo y líquido se encuentren dentro de la cápsula se coloca dentro del amalgamador a una velocidad de 4000 a 4200 oscilaciones por minuto, se mezcla durante 30 segundos.
- Checar la consistencia si se requiere una consistencia más espesa esperar 3 segundos más.
- Para tomar el material podemos utilizar ya sea la paletilla que viene incluida con la caja o cualquier otro instrumento como portamalgamas o espátula para cementos dependiendo de la zona a la que se llevará o del procedimiento que se esté realizando con Biodentine.

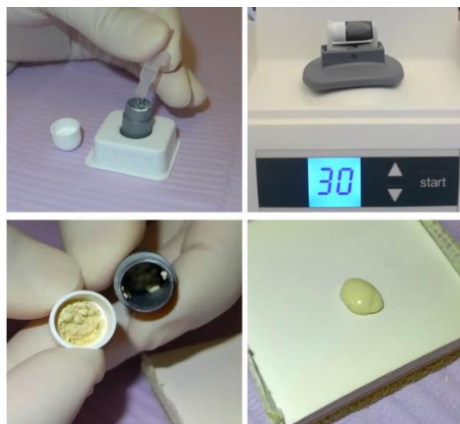


Figura 13. Pasos para la preparación de Biodentine
<https://sci-hub.do/https://doi.org/10.1111/etp.12075>

11. Theracal LC

Theracal LC es un cemento a base de silicato de calcio modificado con resina desarrollado por Bisco inc., diseñado para servir de barrera y proteger el complejo dentino pulpar. Su uso está indicado para recubrimientos pulpares directos e indirectos aplicado como liner cavitario. Viene en dos presentaciones 1 jeringa que contiene la pasta fotopolimerizable o un kit con 4 jeringas.⁹²

Dentro de la misma gama de productos de Theracal LC podemos encontrar Theracem, formulado exclusivamente para la cementación de coronas, puentes, inlays, onlays y postes, que no requiere grabado, imprimación ni la adhesión de las superficies preparadas y Theracal PT otro silicato de calcio modificado con resina que está indicado principalmente para pulpotomías, no obstante, el fabricante menciona que también puede utilizarse como recubrimiento pulpar directo y liner protector como indicaciones secundarias.



Figura 14. Jeringa de Theracal LC
<https://www.bisco.com/theracal-lc/>

11.1 Composición

Está compuesto por cemento portland tipo III, vidrio de estroncio, silica pirogénica, sulfato de bario, zirconato de bario y resinas. La patente nos indica que esta resina consta de un componente hidrófobo que sería en este caso el Bisfenol A Glicidil Metacrilato (BisGMA) y otro hidrofílico, el Dimetacrilato de Polietilenglicol (PEGDMA).⁹¹

Tabla 4. Composición de Theracal LC.

Nombre	Porcentaje
Cemento portland tipo III	45%
Vidrio de estroncio	10%
Zirconato de bario	
Sulfato de bario	
Silica pirogenica	5%
BisGMA	45%
PEGDMA	

11.2 Propiedades física químicas y biológicas

11.2.1 Resistencia a la compresión

Se ha observado que debido a los componentes resinosos que contiene, Theracal presenta una resistencia a la compresión de hasta 78.78 MPa a las 24 hrs, a los 30 días de su colocación se ve una reducción a 69.06 Mpa según estudios realizados por Gasperi et al.⁸⁸ En otro estudio realizado por Inami et al.⁸⁷ encontramos un valor más elevado de la resistencia a la compresión de 124.6 MPa. Al ser un material fotopolimerizable la resistencia a la compresión de theracal a los 15 min puede llegar a ser mayor que el del biodentine y MTA, esto no quiere decir que supere los valores finales de resistencia de biodentine pero sí que el tiempo que necesita para llegar a los valores finales de su resistencia son menores.

Además de que posterior a su polimerización puede resistir la colocación inmediata de un material de restauración definitivo sobre él en un procedimiento de recubrimiento pulpar.

11.2.2 Solubilidad

En un estudio realizado por Alazrag et al.¹⁰³ se vio que theracal presenta una solubilidad de 2.3% de pérdida de peso, menor a la de Biodentine y MTA Angelus. Esto debido a su fraguado inmediato por el contenido de componentes fotopolimerizables, lo cual se podría considerar como una ventaja sin embargo hay que recordar que los materiales a base de silicato de calcio que producen hidróxido cálcico u óxido cálcico durante el fraguado deben presentar un cierto grado de solubilidad para mejorar el proceso de mineralización en contacto con tejidos vitales.

11.2.3 pH

Comienza con un Ph alcalino de 9.39 en las primeras 5 horas de su colocación el cual se reduce a 8.40 después de 24 horas.⁸⁹

11.2.4 Radiopacidad

Componentes como el zirconato de estroncio, sulfato de bario se incorporan como radiopacificadores en Theracal. Este silicato de calcio modificado presenta una radiopacidad de 2.17 mm Al, aunque podemos encontrar en otro estudio de evaluación de radiopacidad realizado por Gandolfi et al.⁸⁵ valores inferiores de 1.07 mm Al, mucho menor incluso que la radiopacidad de biodentine.⁸⁶

11.2.5 Biocompatibilidad

A comparación de otros materiales a base de silicato de calcio theracal muestra un menor nivel de biocompatibilidad. Un estudio realizado en dientes caninos en donde se les colocó Theracal, MTA y retro MTA como pulpotomía, Theracal mostró un mayor porcentaje de dientes con inflamación severa a comparación de los otros cementos. Este resultado se debe al contenido de monómeros resinosos que posee (BisGMA y PEGDMA) que se difunden a través de la dentina hasta la pulpa ejerciendo efectos tóxicos.⁹⁰

11.2.6 Actividad antimicrobiana

La liberación de iones hidroxilo durante la reacción de hidratación crea un ambiente adverso para la supervivencia y la proliferación bacteriana. Estas propiedades antibacterianas son necesarias principalmente en la interfase dentina / restauración cuando las bacterias residuales podrían aumentar aún más el riesgo de reinfección y caries secundaria, en especial cuando se utilizan materiales dentales compuestos que carecen de todo tipo de actividad antimicrobiana. Theracal cuenta con capacidades antimicrobianas. Poggio et al. en un estudio de comparación de la actividad antimicrobiana de varios materiales utilizados para recubrimiento pulpar directo, muestra que Theracal tiene un efecto bajo sobre *S. Salivaruis* y *S. sanguis* comparándolo con dycal pero su efecto sobre *S. mutans* fue equivalente al de este material. En este estudio se vio también que los resultados que presentaba Theracal LC fueron similares a Calcimo LC, un revestimiento de hidróxido de calcio con propiedad de ser fotopolimerizable.¹⁰⁴

11.2.7 Bioactividad

Un estudio realizado por Gandolfi et al.⁸⁵ en donde se evalúa las propiedades fisicoquímicas de este material, nos expone que Theracal tiene una liberación de iones calcio considerablemente mayor que ProRoot MTA y Dycal, con un valor de 74,74 ppm después de las primeras 3 hrs sin embargo en diferentes estudios autores como Camilleri y Yamamoto nos muestran que la liberación de iones calcio e hidroxilo de este material es significativamente menor que materiales como Biodentine, ProRoot MTA esto debido posiblemente a que la cantidad de Ca de Theracal era menor a los otros materiales, su baja solubilidad y que Theracal no forma hidróxido de calcio después de su fraguado, aunque libere iones calcio se deduce que esto es debido a que Theracal permite un intercambio iónico limitado con el entorno circundante, lo que disminuye el grado de hidratación de sus componentes.^{84 89}

11.3 Aplicaciones clínicas

Está indicado para utilizarse como recubrimiento pulpar directo. Puede colocarse directamente sobre las exposiciones pulpares una vez que se haya logrado la hemostasia. Está indicado para exposiciones pulpares de todo tipo, incluidas:¹⁰²

- Exposiciones cariadas
- Exposiciones mecánicas
- Exposiciones debidas a traumatismo
- También para recubrimiento pulpar indirecto en preparaciones profundas, como forro protector y como base o sellador para uso:
- Debajo de restauraciones de amalgama, de restauraciones de compuestos de clase I y clase II, de materiales para base y debajo de cementos

- Como una alternativa al hidróxido de calcio, al ionómero de vidrio/RMGI, al barniz sellador de cavidades, al fosfato de zinc y como alternativa a IRM/ZOE



Figura 15. Colocación de Theracal LC como protector pulpar
<https://multibriefs.com/briefs/cb-bisco/theracallc.html>

11.4 Manipulación

Para la manipulación el fabricante nos muestra dos formas de aplicarlo, como recubrimiento pulpar directo y recubrimiento pulpar indirecto.¹⁰²

Recubrimiento pulpar directo

- Debajo del aislamiento de dique de goma, termine la preparación de la cavidad.
- Primero logre la hemostasia colocando un trozo de algodón humedecido con solución fisiológica estéril suavemente sobre el sitio de la exposición.
- Secar la preparación con una bolita de algodón. Dejar visiblemente húmeda.
- Aplique TheraCal LC directamente sobre la pulpa expuesta en capas incrementales. La profundidad de cada capa no debe ser superior a 1 mm. Cubra todas las áreas expuestas y extienda TheraCal LC por lo menos 1 mm

sobre la dentina sana que rodea el área de exposición. Fotopolimerice entre capas.

- Fotopolimerice cada capa incremental durante 20 segundos.
- Coloque el adhesivo, la base o la restauración deseados siguiendo las instrucciones del fabricante. Continúe con la restauración del diente

Recubrimiento pulpar indirecto

- Aísle el diente y realice una preparación convencional de la cavidad. Retire toda la estructura dental cariada infectada. Dejar la preparación visiblemente húmeda.
- Aplique TheraCal LC directamente en el fondo de la cavidad en capas incrementales. La profundidad de cada capa no debe ser superior a 1 mm. Manipule el producto para formar una superficie lisa que cubra todas las áreas dentinarias profundas. Fotopolimerice entre capas.
- Fotopolimerice cada capa incremental durante 20 segundos.
- Coloque el adhesivo, base o restauración deseados siguiendo las instrucciones del fabricante. Continúe con la restauración del diente.

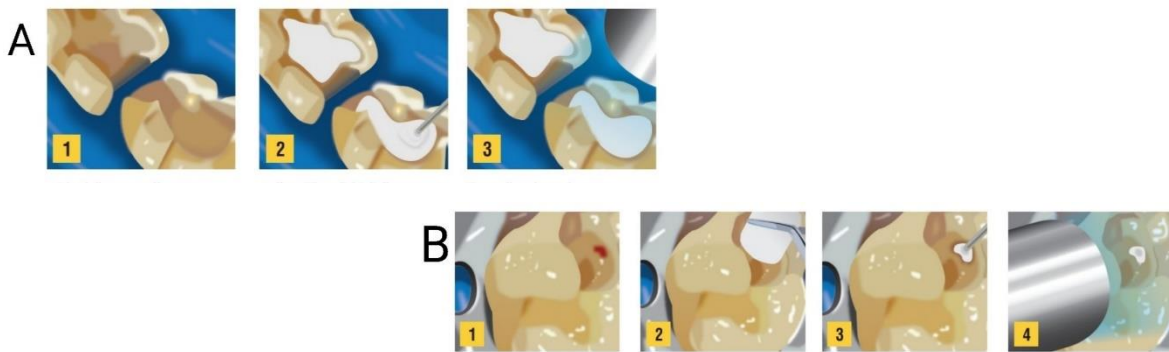


Figura 16. Pasos para la manipulación de TheraCal LC. (A) en recubrimiento pulpar indirecto. (B) en recubrimiento pulpar indirecto
<https://www.coadental.com/storage/products/LkqIJpArgBuXi8zA.pdf>

12. Bioroot RCS

Bioroot RCS es un sellador endodóntico a base de silicato de calcio fabricado por la empresa Septodont y comercializado en el 2015. Al igual que Biodentine, utiliza la Tecnología de Biosilicato Activo. Está indicado para el permanente relleno del conducto radicular en combinación con gutapercha y es adecuado para su uso en un solo cono técnica o condensación lateral fría. Está diseñado para ser utilizado mezclando la parte de polvo con la parte líquida con espátulado simple sin la necesidad de utilizar máquina.



Figura 17. Presentación comercial de BioRoot RCS
<https://www.septodont.es/>

12.1 Composición

De acuerdo con el fabricante el polvo consiste principalmente de silicato tricalcico, podemos encontrar también povidona y oxido de zirconia que se le agrega como su agente radiopacificador el cual da una mejor respuesta biológica a estos materiales en comparación a los cementos que contienen oxido de bismuto, al igual que mejora las propiedades físicas de los cementos, como: su resistencia a la compresión, permite una liberación mayor y más prolongada de iones de calcio

y hace que los cementos de silicato tricálcico sean más biocompatibles. El líquido está compuesto por cloruro de calcio y policarboxilato.¹⁰¹

Tabla 4. Composición de Bioroot RCS.

Polvo	Líquido
Silicato tricálcico	Cloruro de calcio
Povidona	Policarboxilato
Oxido de zirconio	

12.2 Propiedades física químicas y biológicas

12.2.1 Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado de Bioroot es de $27.4 \pm 2,8$ minutos.¹⁰⁰ Prüllage et al.¹⁰¹ establece un tiempo de fraguado final de 324 min el cual lo compara con otros cementos utilizados para el relleno de conductos radiculares como MTA fillapex y AH plus siendo Bioroot significativamente más rápido que estos.

12.2.2 Solubilidad

La fracción de masa perdida después de la inmersión en agua durante 24 horas de Bioroot según Siboni et al.⁹⁹ es de $37,6\% \pm 3,2$. Aunque podemos encontrar diferentes resultados, de acuerdo con la investigación realizada por Prüllage la solubilidad que presenta a los 14 días es de 1.763% y a los 28 días de 1.785%.¹⁰¹

12.2.3 pH

El pH alcalino de Bioroot promueve la actividad antibacteriana y favorece la nucleación de la apatita. Según Siboni obtuvo un resultado de 12 los primeros 14 días después del día 28 el pH tuvo una reducción a 8,7.⁹⁹

12.2.4 Radiopacidad

Los resultados presentados por Siboni et al.⁹⁹ nos dicen que Bioroot posee una radiopacidad de 5.18 mm Al sin embargo en otros artículos podemos encontrar valores más altos de 6.8 hasta los 8.9 mm Al.^{10 98 100} Observamos que en varios estudios los valores de radiopacidad son mayores que Biodentine a pesar de contener el mismo componente radiopacificador que es el óxido de zirconio.

12.2.5 Biocompatibilidad

Se ha visto que Bioroot es un material altamente biocompatible el cual no altera la arquitectura celular. Un estudio realizado por loison robert et al.⁹⁴ en donde puso un cultivo de células madre de la pulpa dental humana en contacto directo con este material y biodentine durante 7 días mostró la presencia de una forma típica de fibroblastos que se extendieron de una célula a otra, lo que indicó que existían buenas interacciones intercelulares en presencia de ambos materiales, al igual de que no afectó negativamente su proliferación celular.

La citotoxicidad de los cementos endodónticos es motivo de gran preocupación debido a que la irritación del tejido circundante puede retrasar la cicatrización periapical. De acuerdo a investigaciones recientes Bioroot no presenta efectos citotóxicos.¹¹⁰ En otros resultados en donde se colocó el material en contacto directo con células madre de la pulpa dental se observó un ligero efecto citotóxico al ver una pérdida del número de células, se realizó el mismo procedimiento en

contacto indirecto y no hubo pérdidas celulares significativas por lo que concluyeron que el contacto físico podría ser la causa de la muerte celular o una tasa de proliferación reducida.⁹⁴

12.2.6 Actividad antimicrobiana

Resultados exhibidos por Kapralos et al.⁹⁷ nos muestran que Bioroot tiene una buena eficacia antibacteriana sobre especies como *S.aureus*, *S.epidermis*, *S. mutans* y *S. faecalis*, el cual explica que estos resultados se deben por la alta alcalinidad de los cementos a base de silicato de calcio. El hidróxido de calcio, que se forma principalmente después de la hidratación de los cementos de silicato de calcio, posteriormente libera iones de calcio (Ca^{2+}) e iones de hidroxilo (OH^-) en el agua que contribuyen a la actividad antibacteriana. Por otro lado, existen estudios en donde nos muestran ninguna o baja actividad antibacteriana la cual se puede relacionar con la ausencia del medio apropiado y la capacidad de permeabilidad de estos selladores.

12.2.7 Bioactividad

Bioroot estimula procesos fisiológicos y la mineralización de la estructura dentinaria, desarrollando un medio favorable para la cicatrización periapical e induce la producción de factores de crecimiento angiogénicos y osteogénicos por las células del ligamento periodontal y la formación de hidroxiapatita y la mineralización de la estructura dentinaria.^{95 99}

Se ha visto que la liberación de iones calcio que tiene Bioroot es alto, inmediatamente después de la inmersión de la muestra comienza la liberación, en las primeras 3 horas puede alcanzar un valor de 721.4 ± 81.3 ppm, posteriormente

fue disminuyendo sin embargo permaneció significativamente alta hasta los 28 días, lo que nos muestra una actividad a largo plazo.⁹⁹

12.3 Aplicaciones clínicas

- Bioroot está indicado como obturación permanente del conducto radicular en técnicas de cono único o condensación lateral en frío.⁹⁵

12.4 Manipulación

- El fabricante nos da las siguientes indicaciones para su correcta manipulación:⁹⁵
- Recuerde que la mezcla debe realizarse de forma extemporánea.
- Recoja el polvo con la cuchara suministrada en la caja.
- Ponga una cucharada rasa de polvo en la almohadilla de mezcla.
- Separe un recipiente monodosis de solución de mezcla. Gire la tapa para abrir.
- Vierta 5 gotas del recipiente de dosis única en la almohadilla de mezcla.
- Prepare el sellador del conducto radicular añadiendo progresivamente polvo al líquido. Mezclar hasta obtener una pasta homogénea (unos 60 segundos). Tan pronto como se obtenga una consistencia suave y cremosa, no incorpore ningún polvo restante en el líquido.
- Enjuague y limpie inmediatamente los instrumentos para eliminar cualquier material residual.
- BioRoot RCS tiene un tiempo mínimo de trabajo de 10 minutos y un tiempo máximo de fraguado de 4 horas.

BioRoot™ RCS



Figura 18. Instrucciones para la mezcla de BioRoot RCS
<https://blog.septodontcorp.com/blog/bioroot-mixing-instructions>



Figura 19. Proceso de preparación de BioRoot RCS
<https://www.youtube.com/watch?v=MXtpkgPhSss&t=16s>

13. Bioaggregate

Bioaggregate (Innovative BioCeramix, Vancouver, BC, Canadá) es un material biocerámico indicado como cemento sellador es el primer cemento de reparación de nanopartículas introducido en el mercado odontológico, que utiliza la ciencia avanzada de la nanotecnología para producir partículas cerámicas que, al reaccionar con agua producen biomaterial cerámico biocompatible. Se le considera una versión modificada del MTA ya que su constitución es similar a la MTA blanco, pero se diferencia de este al tener óxido de tantalio en lugar de óxido de bismuto como radiopacificador y que su composición está libre de aluminatos, con niveles muy bajos de contaminación por oligoelementos.^{109 108}



Figura 20. Bio Aggregate presentación comercial
<http://www.ibioceramix.com/BioAggregate.html>

13.1 Composición

Está compuesto de silicato tricálcico, silicato dicálcico, fosfato de calcio monobásico, dióxido de silicio amorfo y óxido de tantalio, normalmente el óxido de tantalio se utiliza para suturas, placas y membranas en ortopedia debido a su inercia, sin embargo, en 1990 Chan et al.¹⁰⁷ evaluó el uso del tantalio como posible radiopacificante en resinas compuestas.

Tabla 5. Composición de BioAggregate.

BioAggregate	Composición
	Silicato tricálcico
	Silicato dicálcico
	Fosfato de calcio monobásico
	Dióxido de silicio amorfo
	Óxido de tantalio

12.2 Propiedades físicas químicas y biológicas

12.2.1 Resistencia a la compresión

Bioaggregate tiene una resistencia a la compresión significativamente menor a la de otros cementos a base de silicato de calcio, presenta una resistencia de 16,3 MPa. En otro estudio el valor de su resistencia a un día fue de 17.65 MPa y de 22.03 a los 7 días de su almacenamiento. Resultados de una prueba de nanoindentación realizado por Saghiri et al.¹⁰⁶ nos mostró que Bioaggregate presentaba más grietas que MTA blanco y MTA blanco nano modificado después de someterse a fuerzas de compresión, por lo que podría ser menos aplicable en situaciones clínicas donde se esperen fuerzas oclusales. Sin embargo, la resistencia de los cementos utilizados en la pulpa vital, la terapia y la reparación de la furca pueden generalmente estar cubiertos por un material de restauración el cual tiene la suficiente fuerza para soportar fuerzas oclusales. El fosfato de calcio en su composición le ofrece ventajas como el poseer una fase de apatita similar a la que se encuentra en el hueso por lo que se usa ampliamente para una variedad de aplicaciones biomédicas. El principal inconveniente de la tecnología con fosfato de calcio es su baja resistencia mecánica la cual generalmente está debajo de los 20 MPa que limita en extremo sus aplicaciones para materiales y dispositivos médicos.¹⁰⁵

12.2.2 Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado que presenta el Bioaggregate según resultados expuestos por Jang et al.¹¹⁶ es de 385 ± 20 min, aunque podemos encontrar que puede llegar a ser más extenso, según un estudio realizado por Grench et al.⁷⁶ este material puede presentar un tiempo de fraguado de hasta 1260 min.

12.2.3 pH

Bioaggregate presenta un pH similar a MTA. Se ha registrado que presenta un pH de 11.94 a los 3 minutos de su mezcla y a las 24 horas un aumento de hasta 12.48.¹¹⁴

12.2.4 Radiopacidad

Bioaggregate usa como radiopacificador óxido de tantalio en vez de óxido de bismuto como MTA o muchos otros biocerámicos. El tantalio es inherentemente radiopaco debido a su alto número atómico. El óxido de tantalio se puede preparar como partículas de tamaño nanométrico demasiado pequeñas para dispersar la luz, por lo que son muy translúcidas. Al igual que también pueden hacerse lo suficientemente grandes para inhibir la propagación de grietas, a 100 nm. Por lo tanto, en el rango de 100 a 200 nm, estos rellenos tienen la capacidad de proveer de una buena dureza y durabilidad a largo plazo sin dejar de ser opaco a los rayos X y visualmente translúcido.

12.2.5 Biocompatibilidad

Se ha demostrado que Bioaggregate presenta una adecuada biocompatibilidad. El óxido de tantalio tiene el agregado característica deseable de toxicidad extremadamente baja debido a su alta estado de oxidación, resistencia a la extracción en una amplia gama de los medios y la inercia química.¹⁰⁹ En un estudio en donde se comparó la biocompatibilidad de Bioaggregate con MTA blanco utilizando como criterio de evaluación la unión y el crecimiento celular sobre células del ligamento periodontal y la pulpa dental humana no mostraron zonas de inhibición o espacios alrededor de los materiales. En el MTA blanco, aunque las células crecieron completamente alrededor de ella, se detectaron zonas de inhibición tanto para los cultivos de células del ligamento periodontal y pulpa dental. En las pruebas de viabilidad celular se utilizó un kit de ensayo de viabilidad EZ-Cytox, En los resultados vemos que no hubo diferencias significativas en el número de células viables entre ambos materiales, por lo cual se mostró que Bioaggregate y MTA blanco presentan resultados similares y ambos no son tóxicos para la pulpa dental y células del ligamento periodontal.¹¹³

En otro estudio realizado por Tian et al. vemos que Bioaggregate suprimió la osteoclastogénesis y la resorción ósea in vitro. Al igual que disminuyó la capacidad de migración y fusión de Células RAW264 y una disminución significativa de la expresión de RANK, TRAF6, NF- κ B y NFATc1.¹¹²

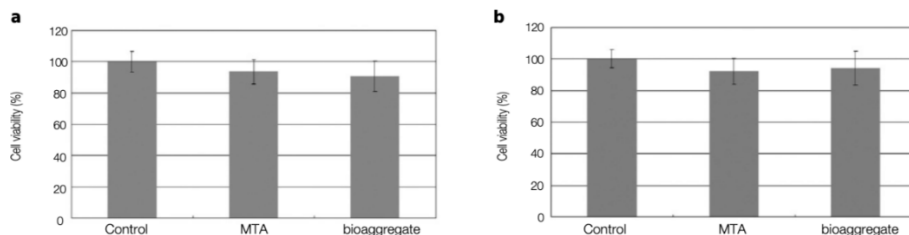


Figura 21. Prueba de viabilidad celular con MTA y Bioaggregate. a) células pulpares humanas b) ligamento periodontal
https://www.researchgate.net/publication/264181584_Biocompatibility_of_bioaggregate_cement_on_human_pulp_and_periodontal_ligament_PDL_derived_cells

12.2.6 Actividad antimicrobiana

Se ha demostrado que Bioaggregate tiene un fuerte efecto antimicrobiano sobre *E. faecalis* que lo erradica completamente dentro de 1 hora.¹¹⁴ Al igual que es eficaz contra *C.albicans*, aunque no mostró actividad antifúngica a 1 hora hasta las 24 horas de observación, esto se puede deber a que el ph de Bioaggregate alcanza su máximo pico a las 24 horas. La presencia de óxido de tantalio podría jugar un papel en la efectividad antifúngica del material.¹¹¹

12.2.7 Bioactividad

Bioaggregate es un material capaz de inducir la mineralización y expresión génica asociada a la diferenciación odontoblástica en las células de la pulpa dental humana. Aumenta la actividad de fosfatasa alcalina que es un marcador temprano de diferenciación de osteoblastos y juega un papel importante en el proceso de mineralización, promueve la formación de nódulos de mineralización y mejora el nivel de expresión de ARNm de los marcadores osteogénicos y odontogénicos.^{115 128}

12.3 Aplicaciones clínicas

Está indicado para:¹²³

- Reparación de perforaciones radiculares
- Reparación de reabsorción
- Relleno del extremo de la raíz
- Apexificación
- Recubrimiento pulpar

12.4 Manipulación

Las indicaciones para su mezcla y preparación según el fabricante son las siguientes:¹²³

- Abrir cuidadosamente el sobre con el contenido de polvo de Bioaggregate y colocarlo en el vaso mezclador que incluye en la caja.
- Abrir el vial de Bio A liquid (agua desionizada) y colocarlo junto con el polvo.
- La relación polvo / líquido es de 1 g / 0,38 ml.²⁰
- Una vez puesto todo el material en el vaso mezclador, utilizando la espátula proporcionada, progresivamente mezclamos Bio A Líquido y el polvo de Bioaggregate.
- El fabricante nos indica que el tiempo de mezclado es de 2 min.
- Después de este tiempo se debe obtener una mezcla espesa similar a una pasta.

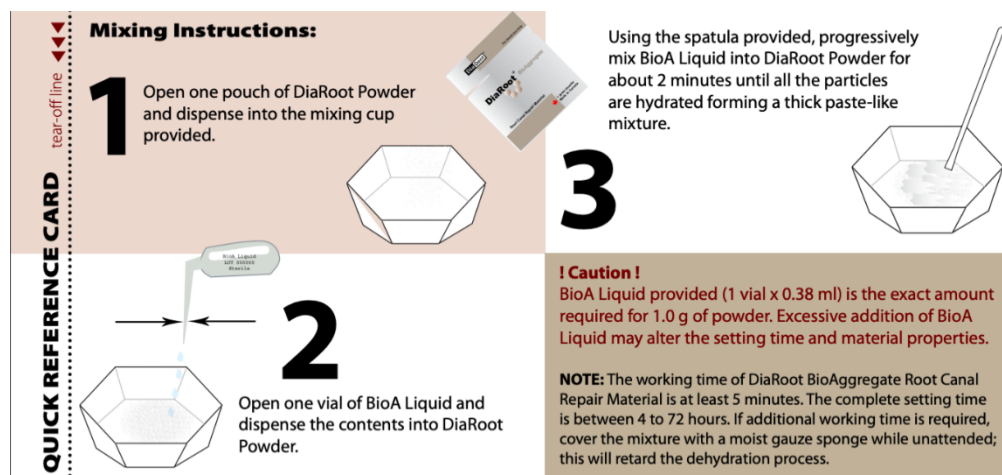


Figura 22. Instrucciones de mezcla para Bioaggregate

https://endo.bg/image/data/files/DiaRoot_Booklet.pdf

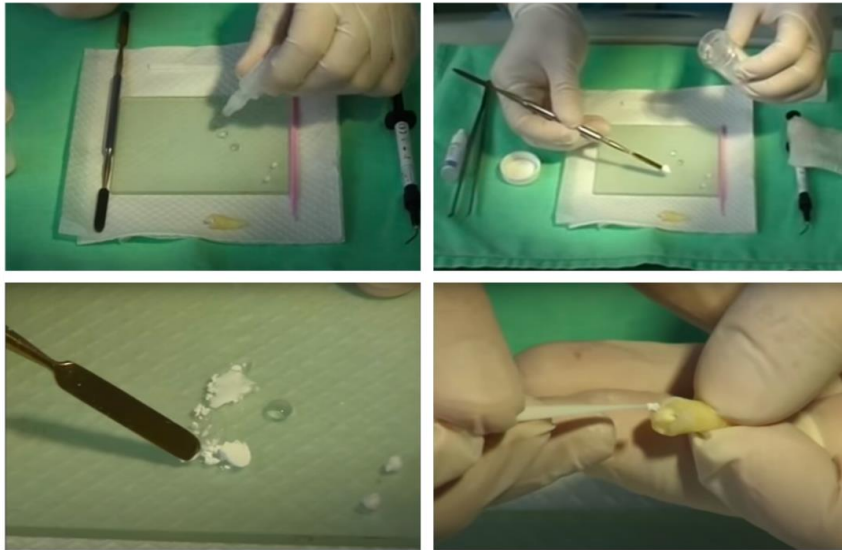


Figura 23. Proceso de preparación de Bioaggregate
<https://www.youtube.com/watch?v=TCSM8KFG5aE&t=11s>

14. EndoSequence BC Root Repair Material

EndoSequence BC Root Repair Material (ERRM) también comercializado como iRoot BP Plus y Total Fill RRM es un biocerámico libre de aluminio desarrollado para ser utilizado como un sustituto del MTA ya que posee muchas de sus propiedades, pero con la ventaja de que fragua más rápido y con características de manejo superiores. Uno de los principales problemas asociados con la mezcla de cualquier cemento es una ineficiente y no homogénea mezcla. Tal mezcla, podría comprometer las propiedades del material. Por lo que, EndoSequence RRM ha sido diseñado como un sellador biocerámico premezclado que se endurece solo cuando se expone a un ambiente húmedo como los túbulos dentinarios. Además de ahorrar tiempo y mayor comodidad.¹¹⁸



Figura 24. EndoSequence Root Repair Material presentación comercial. Jeringa y frasco

<https://leeannbrady.com/dental-materials/new-alternative-pulp-capping>

14.1 Composición

Está compuesto por silicato tricálcico, silicato dicálcico, sulfato de calcio, fosfato de calcio monobásico, óxido de zirconio y óxido de tantalio.^{115 137}

Tabla 6. Composición de EndoSequence RRM.

EndoSequence RRM	Composición
	Silicato tricálcico
	Silicato dicálcico
	Sulfato de calcio
	Fosfato de calcio monobásico
	Óxido de zirconio
	Óxido de tantalio

14.2 Propiedades físicas químicas y biológicas

14.2.1 Resistencia a la compresión

ERRM presenta una resistencia a la compresión de 70-90 MPa según el fabricante.¹²⁰ Aunque encontramos informes de que puede presentar valores alrededor de 40 a 50 Mpa. Un estudio donde se examinó el efecto de la solución salina y suero fetal bovino sobre la resistencia a la compresión de materiales como MTA blanco, ERRM, MTA plus y Quick set, replicando un escenario clínico en el que suero y solución salina están presentes en el sitio quirúrgico, arrojó que la resistencia a la compresión de ERRM y MTA Plus se comportó de manera similar a MTA blanco, mientras que Quick set presentó la resistencia más baja de todos los materiales.¹¹⁹

14.2.2 Tiempo de fraguado

Para el fraguado de ERRM se requiere de humedad el cual lo toma del entorno circundante, en cuyo caso de los túbulos dentinarios, para comenzar y completar la reacción de fraguado. El fabricante nos informa que tiene un tiempo de trabajo de 30 min y un tiempo de fraguado de 4 hrs.¹¹⁸ Charland et al.¹³¹ en un estudio comparativo contra MTA expuso que ERRM no fraguó en dicho tiempo si no hasta 48 horas. Damas et al.¹¹⁷ reveló que en un ambiente de 37° C con un 100% humedad tarda hasta 168 horas en lograr un completo fraguado.

14.2.3 Solubilidad

ERRM presenta una pérdida de peso de 0.187mg después de una inmersión de 21 días en agua destilada. Según Banu et al.¹³⁵ al comparar ERRM con MTA mostró que la solubilidad de los dos materiales fue mayor a los 21 que al día 1 y 7. Aunque se concluye que la solubilidad de los dos materiales no presenta diferencias significativas, la solubilidad de ERRM fue mayor, lo cual podría ser ocasionado debido a que la presencia de partículas hidrófilas nanométricas que aumenta su superficie, permite más moléculas líquidas para entrar en contacto con el material. Mientras que la pérdida de peso de MTA que se observó podría deberse al contenido de óxido de bismuto que posee como su radiopacificador, que aumenta la porosidad del material, aumentando así su solubilidad.

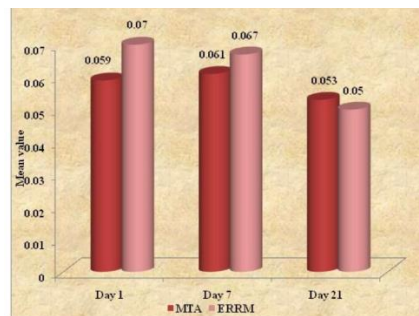


Figura 25. Comparación de la solubilidad de ERRM con MTA
https://saudijournals.com/media/articles/SJODR_410_742-746.pdf

14.2.4 pH

Como tal ERRM genera la presencia de un ambiente alcalino con un pH de 12.4 al momento de terminar la mezcla. Hansen et al.¹³⁰ realizó un estudio comparando los cambios de pH que presenta WMTA y ERRM en defectos de reabsorción radicular simulados. El valor del pH de los canales tratados con estos materiales se vio disminuida en el transcurso de 4 semanas de incubación en solución salina. Los valores de pH de ERRM en el periodo de evaluación de 24 horas y 1 semana fueron menores en comparación del periodo de 1 semana y 2 semanas de WMTA concluyendo que ya colocados los materiales en el conducto radicular WMTA presenta un pH con mayor alcalinidad.

14.2.5 Biocompatibilidad

La examinación por SEM de células sembradas en cemento provee la confirmación visual de la interacción que tienen las células con el material. Estudios muestran que ERRM presenta una buena biocompatibilidad incluso comparable con la de MTA.^{132 133 138} Según la evaluación por SEM realizada por Ma J et al.¹³⁴ exhibe lo que parece ser una buena diseminación celular sobre la superficie de ERRM. Después de 7 días de incubación aumentó el número de células adheridas, las cuales entraron en contacto entre sí formando una superposición en forma de matriz, lo que demuestra una respuesta celular favorable al material. A pesar de que se vio un desarrollo de cristales de carbonato de calcio en la superficie del material, no afectó la adhesión células. En otro estudio se comparó la biocompatibilidad de este material con MTA blanco sobre 36 ratas de laboratorio albinos, se realizaron evaluaciones histológicas para determinar tipo de inflamación, intensidad y extensión de las células inflamatorias y reacción a cuerpo extraño los resultados que se vieron fue que ERRM provocó un reacción inflamatoria grave en la primera semana de inicio de la evaluación a comparación de MTA blanco, posteriormente una respuesta inflamatoria persistente de bajo grado con

presencia de células gigantes multinucleados y macrófagos. La respuesta inflamatoria disminuye hasta las 6 semanas. El autor menciona que la reacción a cuerpo extraño para ERRM puede ser atribuida a su alta plasticidad inicial.¹³²

14.2.6 Actividad antimicrobiana

Al igual que los demás cementos a base de silicato de calcio posee propiedades antimicrobianas debido a su pH altamente alcalino que genera durante su fraguado. En un estudio ERRM Putty y MTA blanco demostraron una acción antimicrobiana frente a 10 cepas clínicas de *E. faecalis* el autor concluyó que este efecto antimicrobiano presentado fue similar para los materiales.¹³⁶

Se ha visto que 21 % de las raíces infectadas muestran la presencia de hongos como *C. albicans*.¹²⁴ Alsalleeh et al.¹³⁹ investigó la actividad antifúngica de ERRM y lo comparó con ProRoot MTA gris y blanco, exponiéndolos a una suspensión con *C. albicans* durante un periodo de 48 horas. Los resultados arrojaron que ERRM después de 24 horas de incubación, mostró una reducción en la formación de biofilm similar a los de MTA. Sin embargo, a las 48 de incubación MTA blanco y MTA gris mostraron una mejor reducción de formación de biofilm.

14.2.7 Bioactividad

ERRM es capaz de precipitar cristales de apatita después de exponerse a fluido tisular y presenta capacidad de inducir la diferenciación de odontoblastos. Taha et al.¹³² al estudiar la biocompatibilidad del material observó una cristalización en la superficie de ERRM después de su inmersión en un medio de cultivo celular líquido (Dulbecco's Modified Eagle's Medium) el cual su componente principal fue carbonato de calcio. Moinzadeh et al.¹³⁷ presenta que la reacción del silicato de calcio en ERRM en contacto con agua y solución salina de Hank condujo a la formación

de hidróxido de calcio al igual que la formación de cristales globular sinónimo de formación de hidroxiapatita.

14.3 Aplicaciones clínicas

Según el fabricante su uso está indicado para:¹⁴⁰

- Relleno del extremo de la raíz
- Reparación de perforaciones radiculares
- Reparación de reabsorción de raíces
- Apexificación
- Recubrimiento pulpar

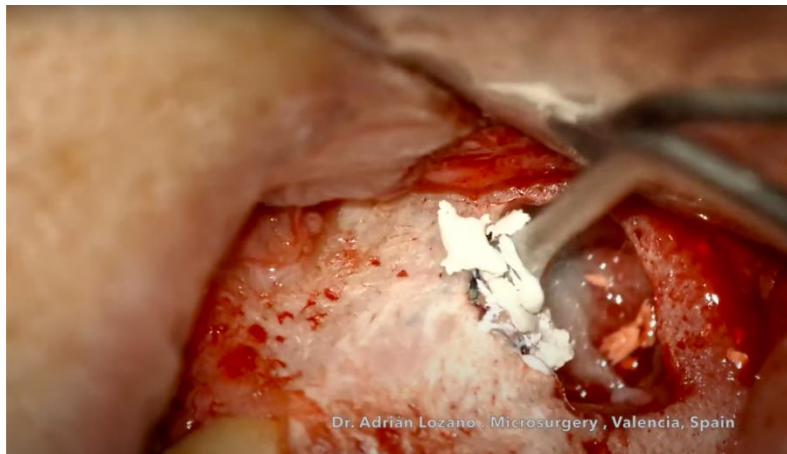


Figura 26. Retro-obturation con Endosequence RRM

<https://www.youtube.com/watch?v=Bivb8U9Uvs8>

14.4 Manipulación

Podemos encontrar ERRM en dos presentaciones en ERRM putty que viene en un frasco o ERRM fast set putty en jeringa. La manipulación del material según el fabricante es la siguiente:¹⁴⁰

ERRM putty :

- Antes de la aplicación de EndoSequence Root Repair Material, preparar e irrigar a fondo el conducto radicular utilizando técnicas de endodoncia estándar.
- Retire la tapa del EndoSequence Root Repair Material.
- Retire la cantidad deseada de material con un instrumento esterilizado y coloque el material sobre una loseta de vidrio limpia. Inmediatamente después de retirar el material, vuelva a colocar la tapa en el frasco.
- Utilice un instrumento de plástico estéril (de su elección) para colocar el material en la sección anatómica prevista del conducto radicular y comprimir el material con el instrumento de plástico (de su elección).
- Retire el exceso de material con una torunda de algodón húmeda.
- Coloque el frasco en la bolsa de aluminio y asegúrese de sellar la bolsa.

ERRM fast set putty:

- Antes de la aplicación de EndoSequence Root Repair Material, preparar e irrigar a fondo el conducto radicular utilizando técnicas de endodoncia estándar.
- Retire la tapa de la jeringa de la jeringa. Coloque una punta desechable con un giro en sentido horario al centro de la jeringa. La punta desechable es flexible y se puede doblar para facilitar el acceso a la anatomía condición o tratamiento requerido.

- Inserte la punta de la jeringa en el conducto radicular y dispense suavemente el material en la sección anatómica del conducto radicular comprimiendo el émbolo de la jeringa.
- Dispense el material mientras extrae la punta desechable. Llene la sección deseada del conducto radicular completamente evite la formación de burbujas de aire y sobrellenado.
- Retire el exceso de material con una torunda de algodón húmeda.
- Después de cada aplicación, retire la punta de la jeringa y deséchela. Limpie el exterior de la jeringa y retire el exceso de pasta, coloque la jeringa tapa firmemente en el conector de la jeringa y coloque la jeringa en la bolsa de aluminio y asegúrese de sellar la bolsa.



Figura. 27. EndoSequence Root Repair Material putty presentación en frasco y presentación en jeringa

http://39a6b12ilb7y46yglh3knb1p-wpengine.netdna-ssl.com/wp-content/uploads/sites/9/2017/11/B_3644_Bioceramic-Guide.pdf

Capítulo IV

Discusión

Dentro de los cementos que se basan en silicato de calcio podemos encontrar una amplia gama, como el cemento portland, MTA, Biodentine, Bioroot al igual que modificaciones como son los cementos de silicato de calcio mezclados con fosfato de calcio, que, durante más de una década, los cementos de fosfato de calcio se han empleado para reparar defectos óseos, ya que son materiales excepcionales para el aumento óseo debido a su combinación única de osteoconductividad, biocompatibilidad y moldeabilidad. Sin embargo, presentan ciertas limitaciones con respecto al tiempo de fraguado y bioactividad. Con el fin de mejorar sus propiedades y sacar mayor provecho clínico, se desarrollaron nuevos tipos de cementos óseos compuestos biodegradables, mediante la adición de silicato de calcio al cemento de fosfato de calcio, dando como resultados materiales como Bioaggregate y Endosequence bc.

Actualmente, los cementos a base de silicato de calcio son de los materiales más utilizados e investigados en odontología especialmente en el área de endodoncia, que es donde inicia su uso. Estos materiales han contribuido significativamente al aumento de las tasas de éxito en los tratamientos dentales. La potencial ventaja de estos materiales se relaciona con sus propiedades fisicoquímicas y biológicas, al igual que su capacidad para formar hidroxiapatita y, en última instancia, crear una unión entre el material y la dentina. Por esta última característica estos cementos entran dentro del grupo de materiales bioactivos. Autores como Narciandi et al.¹⁵⁸ definen al material bioactivo como sustancias que, al ponerse en contacto con los tejidos vivos, provocan un efecto positivo sobre los mismos, induciendo una respuesta biológica específica en la interfase del material y el tejido. A pesar de que todos estos cementos son bioactivos, vemos que los resultados de varios estudios nos muestran que algunos cementos tienen una mejor capacidad de formación de tejido mineralizado que otros. Por ejemplo, Han et al.¹⁵⁹ demuestra que Biodentine presenta una mayor habilidad de formación de cristales

de apatita que MTA blanco, esto puede deberse al método de fabricación de Biodentine que permite obtener un silicato tricálcico de mayor pureza, sin residuos de metales pesados, lo que mejora su característica bioactiva.

Mediante la recopilación de estudios que se realizó, vimos que cada uno de los cementos a base de silicato de calcio investigados, a pesar de tener una composición similar presentan diferentes valores en las propiedades que poseen. De las propiedades que más se destaca es la solubilidad, la mayoría de estos cementos a base de silicato de calcio quedan expuestos a sangre o fluidos tisulares, por lo que es importante evitar la desintegración del material con el paso del tiempo y proveer un buen sellado hermético. Kouzmanova¹⁶¹ reporta que MTA Proroot presenta la solubilidad más baja en comparación de cementos como MTA blanco angelus, Biodentine y Biaggregate. Resultados publicados por Alazrag et al.¹⁶⁰ muestran que Biodentine exhibe una mayor solubilidad a los 7 días en comparación con MTA y Theracal LC. En cuanto a Theracal LC, presentó la menor solubilidad de estos materiales. Como sabemos este es un material modificado con componentes resinosos lo que le permite un fraguado inmediato sin embargo esto podría afectar el proceso de mineralización ya que para los cementos de silicato de calcio estos materiales requieren de un cierto grado de solubilidad para la liberación de los iones Ca^{2+} e iones OH^- . La resistencia a la compresión de la mayoría de los cementos a base de silicato de calcio es relativamente bajas, ya que son utilizados comúnmente en zonas donde no es crítico tal característica, sin embargo, al utilizarlo para terapia pulpar en dientes vitales, es esencial que el cemento tenga la capacidad de resistir fuerzas masticatorias. Grech et al.⁷⁶ mostró que Biodentine presenta la mayor resistencia a la compresión en comparación con los otros materiales probados. Este tiene una resistencia a la compresión que puede compararse con la dentina sana. El resultado se puede atribuir a la baja relación agua / cemento utilizado en Biodentine.

Existen varios estudios contradictorios con respecto a la capacidad antimicrobiana de los cementos a base de silicato de calcio, mientras que, en

algunos estudios, cementos como MTA mostraron ser eficaces contra *E. faecalis*, *S. mutans*, *S. mitis*, *S. salivarius*, *L. species*, *S. epidermis*, en otros su efecto antimicrobiano se encontraba limitado o era nulo. Los resultados de Miyagak et al.¹⁶³ muestran una nula actividad antimicrobiana de MTA sobre *C. albicans*, *S. aureus*, *E. faecalis*, *E. coli*. Kim et al.¹⁶² muestra que MTA angelus y MTA ProRoot son capaces de inhibir el crecimiento de cepas de *S. mutans*, *L. rhamnosus*, *L. paracasei* y *P. gingivalis* sin embargo, ambos materiales no tuvieron efecto sobre el crecimiento de *E. faecalis*. Un estudio realizado por Zhang et al.¹¹⁴ demuestra que tanto MTA como Bioaggregate presentan una fuerte actividad antibacteriana sobre *E. faecalis*. Por el ambiente altamente alcalino de hasta 12,5 que proporcionan los cementos a base de silicato de calcio es posible esta actividad antimicrobiana incluso en condiciones anaerobias. La biocompatibilidad es una característica crítica en los cementos a base de silicato de calcio ya que entran en contacto directo con el tejido pulpar y tejidos periodontales. Jingzhi et al.¹⁶⁴ muestran que ERRM tanto la versión putty como paste tienen una buena biocompatibilidad, que se compara con la de MTA. Zakerzadeh et al.¹⁶⁵ compararon Biodentine, Theracal LC y MTA. Los materiales evaluados no mostraron ser citotóxicos o genotóxicos. Estos resultados concuerdan con la información investigada en este trabajo.

Conclusiones

El MTA es el precursor de los actuales cementos a base de silicato de calcio o también llamados biocerámicos en odontología. El avance que han tenido estos materiales ha sido de forma acelerada, tratando de ir superando sus propiedades, abriendo una amplia gama de sus aplicaciones tanto para la rama de la endodoncia como la de odontología restauradora. El conocimiento de las propiedades fisicoquímicas y biológicas de estos cementos nos brinda una mayor comprensión del manejo y el comportamiento que estos tendrán en un ambiente clínico. Es importante conocer la amplia variedad de los cementos a base de silicato de calcio que existen, como sus características para tener un mejor criterio de cuáles de estos cementos nos van a brindar mejores resultados, así también realizar dicha selección dependiendo del caso en el que lo vayamos a utilizar.

Referencias bibliográfica

1. Camilleri J. Mineral trioxide aggregate in dentistry : from preparation to application [Internet]. Springer; 2014 [26 Oct 2020]. Disponible en: <http://search.ebscohost.com/login.aspx>
2. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 1995 Aug;21(8):403-6.
3. Kim EC, Lee BC, Chang HS, Lee W, Hong CU, Min KS. Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:e54–7.
4. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2004;37: 699–704.
5. Villasana, A. M. Ensayo de mutagenicidad con la bacteria *Salmonella typhimurim*. Prueba de Ames. En: *Ecología, I. N. d. (ed.). Ensayos toxicológicos para la evaluación de sustancias químicas en agua y suelo. La experiencia en México.* 2008 pp. 319-344.
6. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J* 2006;39:213–9.
7. Sanjuán Barbudo M, Chinchón Yepes S. Introducción a la fabricación y normalización del cemento Portland. 1st ed. Alicante: Universidad d'Alacant; 2004.
8. Song J.S, Mante F.K, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Dec;102(6):809-15
9. Ravi, K.S.; Vanka, A.; Shashikiran ND. Portland cement: a bulding of evidence for clinical use. *Int j Dental clinics*, 2011 Jan-Mar;3(1): 52-55
10. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006 Mar;32(3):193-7.
11. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, Kaczmarek W, Buczkowska-Radlińska J. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013 Jun;39(6):743-7.

12. International Organization for Standardization (2002). ISO 6876, Dental root canal sealing materials. 2 ed. Geneva: ISO
13. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005 May;31(5):376-9.
14. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod.* 2010. January;36(1):16–27. 10.1016/j.joen.2009.09.006
15. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010 Feb;36(2):190-202. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.010. PMID: 20113774.
16. CAMILLERI, Josette, et al. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials*, 2005, vol. 21, no 4, p. 297-303.
17. Primus C, R. Franklin R. T, Li- na N. Bioactive Tri/dicalcium Silicate Cements for Treatment of Pulpal and Periapical Tissues. 2019;96:35–54.
18. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc.* 2008;28(7):1319–27. 10.1016/j.jeurceramsoc.2007.12.001
19. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanb Univ Fac Dent.* 2017 Dec 2;51(3 Suppl 1):S128-S137. doi: 10.17096/jiufd.63659. PMID: 29354316; PMCID: PMC5750835.
20. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *J Investig Clin Dent.* 2017 May;8(2). doi: 10.1111/jicd.12195. Epub 2015 Oct 5. PMID: 26434562
21. Tronstad L, Wennberg A. In vitro assessment of the toxicity of filling materials. *Int Ended J* 1980;13:131-8.
22. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993 Nov;19(11):541-4
23. Fernandez Yañez Sanchez A, Leco Berrocal MI, Martínez Gonziález JM. Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13:E180–5.
24. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995 Nov;21(11):537-42.

25. Camilleri J, Montesin FE, Di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J*. 2005 Nov;38(11):834-42
26. Asgary S, Parirokh M, Egbbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005; 31:101-3.
27. Chng, H. K., Islam, I., Yap, A. U. J., Tong, Y. W., & Koh, E. T. (2005). Properties of a New Root-End Filling Material. *Journal of Endodontics*, 31(9), 665–668. doi:10.1097/01.don.0000157993.89164.be
28. HENCH, Larry L. Bioceramics: from concept to clinic. *Journal of the american ceramic society*, 1991, vol. 74, no 7, p. 1487-1510
29. PEREIRA, Cecília Luiz; CENCI, Maximiliano Sérgio; DEMARCO, Flávio Fernando. Sealing ability of MTA, Super EBA, Vitremer and amalgam as root-end filling materials. *Brazilian oral research*, 2004, vol. 18, no 4, p. 317-321.
30. Oviir T, Pagoria D, Ibarra G, Geurtsen W. Effects of gray and white mineral trioxide aggregate on the proliferation of oral keratinocytes and cementoblasts. *J Endod*. 2006 Mar;32(3):210-3.
31. Pérez AL, Spears R, Gutmann JL, Opperman LA. Osteoblasts and MG-63 osteosarcoma cells behave differently when in contact with ProRoot MTA and White MTA. *Int Endod J* 2003;36:564–70.
32. KOULAOUZIDOU, Elisabeth A., et al. In vitro evaluation of the cytotoxicity of ProRoot MTA and MTA Angelus. *Journal of oral science*, 2008, vol. 50, no 4, p. 397-402.
33. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endod* 1995;21:489–92.
34. Spangberg L. The study of biological properties of endodontic biomaterials. In: Spangberg LSW, ed. *Experimental endodontics*. Boca Raton, FL: CRC Press, Inc., 1990:173-210.
35. Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J*. 2000;11(1):3-9.
36. Bidar M, Naderinasab M, Talati A, Ghazvini K, Asgari S, Hadizadeh B, Gharechahi M, Mashadi NA. The effects of different concentrations of chlorhexidine gluconate

- on the antimicrobial properties of mineral trioxide aggregate and calcium enrich mixture. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012 Jul;9(4):466-71.
37. Nair U, Ghattas S, Saber M, Natera M, Walker C, Pileggi R. A comparative evaluation of the sealing ability of 2 root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Enterococcus faecalis*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011;112(2):e74–7.
 38. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*. 1993;19:591–5.
 39. ASGARY S, KAMRANI, F, TAHERI S. Evaluation of antimicrobial effect of MTA, calcium hydroxide, and CEM cement. *Iranian endodontic journal*, 2007, vol. 2, no 3, p. 105.
 40. SIPERT, C. R., et al. In vitro antimicrobial activity of fill canal, sealapex, mineral trioxide aggregate, Portland cement and endorez. *International Endodontic Journal*, 2005, vol. 38, no 8, p. 539-543.
 41. Tanomaru Filho M, Tanomaru JM, Barros DB, Watanabe E, Ito IY. In vitro antimicrobial activity of endodontic sealers, MTA-based cements and Portland cement. *J Oral Sci*. 2007 Mar;49(1):41-5.
 42. Al-Nazhan S, Al-Judai A. Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2003 Dec;29(12):826-7.
 43. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:609–14
 44. Cho SY, Seo DG, Lee SJ, Lee J, Lee SJ, Jung IJ. Prognostic factors for clinical outcomes according to time after direct pulp capping. *J Endod*. 2013;39: 327–31.
 45. Holland R, Souza V, Murata SS, Nery MJ, Bernabé PFE, Otoboni Filho JA. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. *Braz Dent J*. 2001;12:109–13.
 46. Dominguez MS, Witherspoon DE, Gutmann JL, Opperman LA. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod*. 2003 May;29(5):324-33.
 47. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod*. 2007 Mar;33(3):295-8.

48. Stowe TJ, Sedgley CM, Stowe B, Fenno JC. The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2004 Jun;30(6):429-31.
49. Ding YJ, Song H, Liu JH, Wang GH (2013) Brain injury due to anaphylactic shock as a result of formocresol used during root canal treatment. *Int Endod J* 46:999–1005
50. Ketley CE, Goodman JR. Formocresol toxicity: is there a suitable alternative for pulpotomy of primary molars? *International Journal of Paediatric Dentistry.* 1991 Aug;1(2):67-72
51. SUSHYNSKI, John M., et al. Comparison of gray mineral trioxide aggregate and diluted formocresol in pulpotomized primary molars: a 6-to 24-month observation. *Pediatric dentistry*, 2012, vol. 34, no 5, p. 120E-128E.
52. CANALDA, C.; BRAU, E. *ENDODONCIA: Técnicas clínicas y bases científicas* Barcelona. 2014.
53. Parirokh M, Asgary S, Eghbal MJ, Stowe S, Eslami B, Eskandarizade A, Shabahang S. A comparative study of white and grey mineral trioxide aggregate as pulp capping agents in dog's teeth. *Dent Traumatol.* 2005 Jun;21(3):150-4.
54. Pitt Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc* 1996; 127:1491–4.
55. Faraco IM Jr., Holland R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. *Dent Traumatol* 2001;17: 163–6.
56. Simon S, Perard M, Zanini M, Smith AJ, Charpentier E, Djole SX, Lumley PJ. Should pulp chamber pulpotomy be seen as a permanent treatment? Some preliminary thoughts. *Int Endod J.* 2013 Jan;46(1):79-87.
57. Asgary S, Eghbal MJ. Treatment outcomes of pulpotomy in permanent molars with irreversible pulpitis using biomaterials: a multi-center randomized controlled trial. *Acta Odontol Scand.* 2013 Jan;71(1):130-6
58. MAROTO, Myriam, et al. Mineral trioxide aggregate as pulp dressing agent in pulpotomy treatment of primary molars: 42-month clinical study. *American journal of dentistry*, 2007, vol. 20, no 5, p. 283.
59. Peng L, Ye L, Tan H, Zhou X. Evaluation of the formocresol versus mineral trioxide aggregate primary molar pulpotomy: a meta-analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Dec;102(6):e40-4.

60. Shirvani A, Asgary S. Mineral trioxide aggregate versus formocresol pulpotomy: a systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1023-1030.
61. Duarte MAH, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99:648-50.
62. International Standardization Organization. *Dentistry - Waterbased cements - Part 1: Powder/liquid acid-base cements*. Switzerland: ISO 9917-1. 2003;1-22
63. Mahmoud Torabinejad. *Mineral Trioxide Aggregate : Properties and Clinical Applications*. Wiley-Blackwell; 2014.
64. Yildirim T, Genc ,og ˘lu N, Firat I, Perk C, Guzel O. Histologic study of furcation perforations treated with MTA or Super EBA in dogs' teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:120–4.
65. Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79:756–63.
66. Salako N, Joseph B, Ritwik P, Salonen J, John P, Junaid TA. Comparison of bioactive glass, mineral trioxide aggregate, ferric sulfate, and formocresol as pulpotomy agents in rat molar. *Dent Traumatol*. 2003 Dec;19(6):314-20.
67. Dominguez MS, Witherspoon DE, Gutmann JL, Opperman LA. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod*. 2003 May;29(5):324-33
68. NÚÑEZ, Camila Corral, et al. Revisión del estado actual de cementos de silicato de calcio en odontología restauradora. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 2016, vol. 27, no 2.
69. Singh H, Kaur M, Markan S, Kapoor P. Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*. 2014;2:140.
70. Biodentine Active Biosilicate Technology Scientific File, Septo- dont, Paris, France.
71. CAMILLERI, J. Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. *International endodontic journal*, 2010, vol. 43, no 3, p. 231-240.
72. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of Endodontics* 2003;29(12):814-7.

73. KAUP, Markus; SCHÄFER, Edgar; DAMMASCHKE, Till. An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & face medicine*, 2015, vol. 11, no 1, p. 1-8.
74. MILUTINOVIĆ-SMILJANIĆ Sanja, et al. Advantages and downsides of biodentine: Satisfactory mechanical properties and radiopacity not meeting ISO standard. *Vojnosanitetski preglod*, 2020, no 00, p. 14-14.
75. Koubi G, Colon P, Franquin JC, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):243-249. doi:10.1007/s00784-012-0701-9
76. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement based root end filling materials. *Dent Mater* 2013 ;29:e20-e28.
77. TANALP, Jale, et al. Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *The Scientific World Journal*, 2013, vol. 2013
78. CEDRÉS, Cecilia; GIANI, Andrea; LABORDE, José Carlos. Una Nueva Alternativa Biocompatible: BIODENTINE. *Actas Odontológicas (Publicación discontinuada)*, 2014, vol. 11, no 1, p. 11-15.
79. Arora V, Nikhil V, Sharma N, Arora P. Bioactive dentin replacement. *J Dent Med Sci*. 2013;12:51–7.
80. Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater*. 2008 Nov;24(11):1486-94.
81. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J*. 2012 May;45(5):439-48.
82. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod* 2005;31:376-7
83. VIVAN, Rodrigo Ricci, et al. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2010, vol. 110, no 2, p. 250-256.
84. CAMILLERI, Josette; LAURENT, Patrick; ABOUT, Imad. Hydration of biodentine, theracal lc, and a prototype tricalcium silicate–based dentin replacement material

- after pulp capping in entire tooth cultures. *Journal of Endodontics*, 2014, vol. 40, no 11, p. 1846-1854.
85. GANDOLFI, M. G.; SIBONI, F.; PRATI, C. Chemical–physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International endodontic journal*, 2012, vol. 45, no 6, p. 571-579.
 86. CORRAL, Camila, et al. Radiopacity and Chemical Assessment of New Commercial Calcium Silicate-Based Cements. *Int. J. Odontostomatol*, 2018, vol. 12, p. 262-268.
 87. INAMI, Chidzuru, et al. Evaluation of the solubility, calcium-release ability, and apatite-forming ability of a novel chemically curable mineral trioxide aggregate material. *Journal of Hard Tissue Biology*, 2019, vol. 28, no 3, p. 273-280.
 88. GASPERI, Taynnara Licéski, et al. Physical-Mechanical Properties of a Resin-Modified Calcium Silicate Material for Pulp Capping. *Brazilian dental journal*, 2020, vol. 31, no 3, p. 252-256
 89. YAMAMOTO, S., et al. Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International endodontic journal*, 2017, vol. 50, p. e73-e82.
 90. KAMAL, Ehab Mohamed, et al. The reparative capacity of different bioactive dental materials for direct pulp capping. *Dental and medical problems*, 2018, vol. 55, no 2, p. 147-152.
 91. SUH, Byoung, et al. *Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use*. U.S. Patent Application No 12/034,093, 25 Dic. 2008.
 92. ARANDI, Najji Ziad; RABI, Tarek. TheraCal LC: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. *International journal of dentistry*, 2018, vol. 2018.
 93. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*. 2013 May;29(5):580-93.
 94. LOISON-ROBERT, Ludwig Stanislas, et al. 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*, 2018, vol. 13, no 1, p. e0190014.
 95. Septodont. 2017. BioRoot Instruction. <https://blog.septodontcorp.com/blog/bioroot-mixing-instructions>.

96. Poggio, Claudio, et al. Antibacterial activity of different root canal sealers against *Enterococcus faecalis*. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 2017, vol. 9, no 6, p. e743.
97. KAPRALOS, Vasileios, et al. Antimicrobial and physicochemical characterization of endodontic sealers after exposure to chlorhexidine digluconate. *Dental Materials*, 2020.
98. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut CV, Camilleri J. In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *J Endod*. 2015 Jan;41(1):111-24
99. SIBONI, F., et al. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *International endodontic journal*, 2017, vol. 50, p. E120-e136.
100. KHALIL, Issam; NAAMAN, Alfred; CAMILLERI, Josette. Properties of tricalcium silicate sealers. *Journal of endodontics*, 2016, vol. 42, no 10, p. 1529-1535.
101. Prüllage RK, Urban K, Schäfer E, Dammaschke T. Material Properties of a Tricalcium Silicate-containing, a Mineral Trioxide Aggregate-containing, and an Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. *J Endod*. 2016 Dec;42(12):1784-1788.
102. Bisco. Theracal LC. www.bisco.com/assets/1/22/TheraCal_LC_Spanish4.
103. ALAZRAG, M. A., et al. Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC oral health*, 2020, vol. 20, no 1, p. 1-12.
104. POGGIO, Claudio, et al. Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *The Scientific World Journal*, 2014, vol. 2014.
105. Gruninger, S.E., Siew, C. & Chow, L. Evaluation of the biocompatibility of a new calcium phosphate setting cement. 1984. *J Dent Res* 63, 200.
106. Saghiri MA, Nazari A, Garcia-Godoy F, Asatourian A, Malekzadeh M, Elyasi M. Mechanical response of dental cements as determined by nanoindentation and scanning electron microscopy. *Microsc Microanal*. 2013 Dec;19(6):1458-64.
107. Chan DC, Titus HW, Chung KH, Dixon H, Wellinghoff ST, Rawls HR. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. *Dent Mater*. 1999 May;15(3):219-22.

108. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, et al. Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *Journal of Endodontics*. 2009 Oct;35(10):1387-1390. DOI: 10.1016/j.joen.2009.06.022.
109. PARK, Jeong-Won, et al. X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2010, vol. 109, no 1, p. 155-158.
110. COLOMBO, Marco, et al. Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2018, vol. 10, no 2, p. E120.
111. DOHAITHAM, Abdullah, et al. An in vitro evaluation of antifungal activity of bioaggregate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2011, vol. 112, no 4, p. E27-e30.
112. Tian J, Qi W, Zhang Y, Glogauer M, Wang Y, Lai Z, Jiang H. Bioaggregate Inhibits Osteoclast Differentiation, Fusion, and Bone Resorption In Vitro. *J Endod*. 2015 Sep;41(9):1500-6.
113. CHUNG, Choo-Ryung; KIM, Euseong; SHIN, Su-Jung. Biocompatibility of bioaggregate cement on human pulp and periodontal ligament (PDL) derived cells. *Journal of Korean academy of conservative dentistry*, 2010, vol. 35, no 6, p. 473-478.
114. ZHANG, Hui; PAPPEN, Fernanda Geraldese; HAAPASALO, Markus. Dentin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and bioaggregate. *Journal of Endodontics*, 2009, vol. 35, no 2, p. 221-224.
115. SHOKOUHINEJAD, Noushin, et al. Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. *International endodontic journal*, 2012, vol. 45, no 12, p. 1127-1134.
116. JANG, Young-Eun, et al. Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restorative dentistry & endodontics*, 2014, vol. 39, no 2, p. 89-94.
117. DAMAS, Beth Ann, et al. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *Journal of endodontics*, 2011, vol. 37, no 3, p. 372-375.
118. WANG, Zhejun. Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic topics*, 2015, vol. 32, no 1, p. 3-30.

119. WALSH, Ryan M., et al. Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. *Journal of endodontics*, 2014, vol. 40, no 7, p. 969-972.
120. ALANEZI, Amer Z., et al. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2010, vol. 109, no 3, p. e122-e125.
121. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J.* 2010 Oct;43(10):917-29.
122. Rodríguez-Villalobos, Patricia, and Violeta Bolaños López. "Propiedades Y Usos En Odontopediatria Del MTA (Agregado De Trióxido Mineral)." *Odovtos - International Journal of Dental Sciences* 13 (2011)
123. Bioaggregate [Product page on the internet]. Innovative BioCeramix, Inc., Canada [accessed February 2015]. Available from: <http://www.ibioceramix.com/BioAggregate.html>.
124. BAUMGARTNER, J. Craig; WATTS, Chad M.; XIA, Tian. Occurrence of *Candida albicans* in infections of endodontic origin. *Journal of endodontics*, 2000, vol. 26, no 12, p. 695-698.
125. BHAVANA, Vankayala, et al. Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2015, vol. 18, no 1, p. 44.
126. GOMES-CORNÉLIO, A. L., et al. Bioactivity of MTA Plus, Biodentine and an experimental calcium silicate-based cement on human osteoblast-like cells. *International endodontic journal*, 2017, vol. 50, no 1, p. 39-47.
127. Septodont. Biodentine Active Biosilicate Technology. 94100 Saint-Maur-des-Fossés France[internet] consultado el: 8/02/2021 disponible en: <https://www.septodontusa.com/sites/default/files/Biodentine%20IFU.pdf>.
128. ZHANG, S.; YANG, X.; FAN, M. BioAggregate and iRoot BP Plus optimize the proliferation and mineralization ability of human dental pulp cells. *International endodontic journal*, 2013, vol. 46, no 10, p. 923-929.
129. OBANDO-PEREDA, G. A., et al. Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del cemento Portland. *Endodoncia*, 2009, vol. 27, no 3, p. 111-120.
130. Hansen SW, Marshall JG, Sedgley CM. Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in

- simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J Endod.* 2011 Apr;37(4):502-6
131. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod.* 2013 Aug;39(8):1071-2.
 132. Taha NA, Safadi RA, Alwedaie MS. Biocompatibility Evaluation of EndoSequence Root Repair Paste in the Connective Tissue of Rats. *J Endod.* 2016 Oct;42(10):1523-8.
 133. Giacomino CM, Wealleans JA, Kuhn N, Diogenes A. Comparative Biocompatibility and Osteogenic Potential of Two Bioceramic Sealers. *J Endod.* 2019 Jan;45(1)
 134. Ma J, Shen Y, Stojcic S, Haapasalo M. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod.* 2011 Jun;37(6):793-8.
 135. BANU, Kausar; SWATHI, M. D. S. A Comparison of Solubility of Endosequence Root Repair Material Fast Set Putty and Mineral Trioxide Aggregate: An in Vitro Study. 2019.
 136. Lovato KF, Sedgley CM. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* 2011 Nov;37(11):1542-6.
 137. Moinzadeh AT, Aznar Portoles C, Schembri Wismayer P, Camilleri J. Bioactivity Potential of EndoSequence BC RRM Putty. *J Endod.* 2016 Apr;42(4):615-21.
 138. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LS, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010 Mar;109(3):e122-5.
 139. Alsalleeh F, Chung N, Stephenson L. Antifungal activity of endosequence root repair material and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2014 Nov;40(11):1815-9.
 140. Endosequence BC RRM [internet].Brasseler USA. [consultado el 10 de diciembre del 2020]. Disponible en: http://brasselerusadental.com/wp-content/uploads/sites/9/2015/03/B_3238A_RRM-DFU.pdf
 141. International Standardization Organization. Dentistry - Waterbased cements - Part 1: Powder/liquid acid-base cements. Switzerland: ISO 9917-1. 2003;1-22.

142. BRAMANTE, Clóvis Monteiro, et al. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2008, vol. 106, no 6, p. 909-913.
143. BODANEZI, Augusto, et al. Immediate and delayed solubility of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of Applied Oral Science*, 2008, vol. 16, no 2, p. 127-131.
144. CAMILLERI, Josette, et al. Characterization of Portland cement for use as a dental restorative material. *Dental Materials*, 2006, vol. 22, no 6, p. 569-575.
145. QUINTANA, Iliana Campos; HERNÁNDEZ, Eduardo Llamosas; DE LA LUZ, Rosario Morales. Evaluación de la biocompatibilidad del cemento Portland implantado en tejido conectivo subepitelial de ratas. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, 2003, vol. 60, no 2, p. 45-51.
146. Min KS, Kim HI, Park HJ, Pi SH, Hong CU, Kim EC. Human pulp cells response to Portland cement in vitro. *J Endod*. 2007 Feb;33(2):163-6.
147. OBANDO-PEREDA, G. A., et al. Análisis de la composición química, capacidad de sellado apical y propiedades antimicrobianas del MTA y del cemento Portland. *Endodoncia*, 2009, vol. 27, no 3, p. 111-120.
148. MESCHI, Nastaran, et al. Bioactivity potential of Portland cement in regenerative endodontic procedures: from clinic to lab. *Dental Materials*, 2019, vol. 35, no 9, p. 1342-1350.
149. Pure Portland Cement [internet]MEDCEM.Pichlergasse A-1090 Vienna [consultado el 10 de diciembre del 2020] disponible en:<https://www.medcem.ch/en/shop/medcem-mta>
150. VIVAN, Rodrigo R., et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2009, vol. 108, no 6, p. E35-e38.
151. Abigail Flores Ledesma. Influencia de la wollastonita y vidrio activo en las propiedades físicas de un cemento dental [Tesis de maestría] México D.F: UNAM; 2011. Recuperado a partir de: http://132.248.9.195/ptd2012/mayo/0680222/0680222_A1.pdf
152. Weiss EI, Shalhav M, Fuss Z. Assessment of antibacterial activity of endodontic sealers by a direct contact test. *Endod Dent Traumatol*. 1996 Aug;12(4):179-84.

153. KORUYUCU, Mine, et al. An assessment of antibacterial activity of three pulp capping materials on *Enterococcus faecalis* by a direct contact test: An in vitro study. *European journal of dentistry*, 2015, vol. 9, no 2, p. 240.
154. HERRERA, Marco Luis. Pruebas de sensibilidad antimicrobiana: metodología de laboratorio. *Revista Médica del Hospital Nacional de Niños Dr. Carlos Sáenz Herrera*, 1999, vol. 34, p. 33-41.
155. GANDOLFI, Maria Giovanna, et al. Biointeractivity-related versus chemi/physisorption-related apatite precursor-forming ability of current root end filling materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2013, vol. 101, no 7, p. 1107-1123.
156. GANDOLFI, Maria Giovanna, et al. Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA Plus tricalcium silicate. *Journal of endodontics*, 2014, vol. 40, no 10, p. 1632-1637.
157. International Standardization Organization (ISO). ISO 7405 : Evaluación de la biocompatibilidad de los productos sanitarios utilizados en odontología. ISO; 2009.
158. NARCIANDI, Oscar Ameneiros, et al. El uso de materiales bioactivos en la estomatología conservadora contemporánea. Biodentine®. *Investigaciones Medicoquirurgicas*, 2020, vol. 11, no 3.
159. HAN, L.; OKIJI, T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *International endodontic journal*, 2013, vol. 46, no 9, p. 808-814.
160. ALAZRAG, M. A., et al. Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC oral health*, 2020, vol. 20, no 1, p. 1-12.
161. KOUZMANOVA, Y.; DIMITROVA, I. Solubility of Calcium Silicate Based Cements—a Comparative Study. *Acta Medica Bulgarica*, 2020, vol. 47, no 2, p. 27-29.
162. KIM, Ryan Jin-Young, et al. An in vitro evaluation of the antibacterial properties of three mineral trioxide aggregate (MTA) against five oral bacteria. *Archives of oral biology*, 2015, vol. 60, no 10, p. 1497-1502.

163. MIYAGAK, Daniela Cristina, et al. In vitro evaluation of the antimicrobial activity of endodontic sealers. *Brazilian oral research*, 2006, vol. 20, no 4, p. 303-306.
164. Jingzhi Ma; Ya Shen; Sonja Stojcic; Markus Haapasalo (2011). *Biocompatibility of Two Novel Root Repair Materials.* , 37(6), 0–798.
doi:10.1016/j.joen.2011.02.029
165. ZAKERZADEH, Azadeh; ESNAASHARI, Ehsan; DADFAR, Sonia. In vitro comparison of cytotoxicity and genotoxicity of three vital pulp capping materials. *Iranian endodontic journal*, 2017, vol. 12, no 4, p. 419.

