



Facultad Ciencias de la Salud

Posgrado de Endodoncia

Tema:

Estudio in vitro de las propiedades físicas de un cemento a base de silicato de calcio

Artículo para la obtención del Título de

“Especialista en endodoncia”

Postulante:

Jenny Karina Collaguazo Artos

Tutor:

Dr. Cristian Sánchez

Quito, julio de 2025

Resumen

El objetivo central de este trabajo fue analizar comparativamente las propiedades físicas de fraguado y microdureza superficial de dos cementos de silicato de calcio: NeoMTA 2 y Biodentine, materiales ampliamente empleados en procedimientos odontológicos por sus características biocompatibles y bioactivas. La investigación se realizó mediante un diseño experimental in vitro, aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de los Hemisferios.

Las muestras de ambos cementos fueron preparadas conforme a las especificaciones de cada fabricante. El tiempo de fraguado se determinó mediante el uso de agujas de Gillmore aplicadas sobre moldes de yeso tipo II, evaluando tanto el fraguado inicial como el final; mientras que la microdureza superficial se midió con un Microdurómetro de Vickers en muestras conservadas durante períodos de 4 y 7 días bajo condiciones controladas de temperatura y humedad. Los resultados fueron analizados estadísticamente mediante pruebas descriptivas y un análisis de varianza (ANOVA) de dos factores con interacción, considerando un nivel de significancia de $p < 0,05$.

Los datos obtenidos reflejaron diferencias estadísticamente significativas tanto en el tiempo de fraguado como en la microdureza superficial entre los dos cementos evaluados. Biodentine demostró un fraguado más rápido, con tiempos promedio de 25 minutos en la fase inicial y 42,14 minutos en la fase final, mientras que NeoMTA 2 presentó tiempos prolongados de 45,71 y 69,28 minutos, respectivamente, manteniéndose dentro de parámetros aceptables en la práctica clínica. Respecto a la microdureza, Biodentine alcanzó valores de 62,21 HV a los 4 días y 80,73 HV a los 7 días, superando a NeoMTA 2, que registró 37,74 HV y 57,13 HV en los mismos periodos. Estos resultados evidencian una ventaja mecánica progresiva de Biodentine;

sin embargo, NeoMTA 2 mostró mejoras sustanciales frente a versiones previas de MTA, gracias a su formulación ajustada y mayor facilidad de manipulación. En conclusión, ambos materiales exhibieron propiedades favorables para su aplicación clínica, aunque se reconoce la necesidad de investigaciones adicionales que permitan valorar su desempeño a largo plazo en un entorno clínico real.

Palabras clave: Cementos biocerámicos; NeoMTA 2; Biodentine; Fraguado; Microdureza; Ensayo in vitro.

Declaración de Aceptación de Norma Ética y Derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.



Nombre: Jenny Karina Collaguazo Artos

Cédula: 1723419121

Dedicatoria

Quiero dedicar este logro a las personas que marcaron mi camino: mis padres, hermanos y amigos, quienes fueron mi inspiración y mayor apoyo. Su presencia constante, sus palabras de aliento y su fortaleza son pilares fundamentales para alcanzar cada una de mis metas. Su amor incondicional, paciencia infinita y apoyo inquebrantable fueron el motor que me impulsó en los momentos más difíciles.

También agradezco profundamente la guía experta de mi coordinador de posgrado, cuyo conocimiento enriqueció significativamente este proyecto y mi formación.

Mi gratitud se extiende a mi director de tesis, asesores y equipo de investigación por su compromiso, valiosas orientaciones y apoyo constante, fundamentales para la culminación exitosa de esta investigación.

Por último, agradezco a la vida por la oportunidad y cada aprendizaje que hoy me permite alcanzar tan gran logro.

Índice

Índice	6
Índice de Figuras	7
Índice de Tablas	8
Resumen	9
Abstract	11
Introducción	13
Material y Métodos	15
Preparación de muestras con agujas de Gillmore	16
Preparación de muestras para el microdurómetro de Vickers	18
Distribución de las muestras	19
Análisis estadístico	21
Hallazgos	23
Tiempo de fraguado	23
Microdureza superficial	24
Discusión	26
Conclusión	30
Referencias	31

Índice de Figuras

Figura 1 Esquema metodológico de la secuencia del uso del aparato de Gillmore para la medición de tiempo de fraguado.....	18
Figura 2 Esquema metodológico de la secuencia del uso del microdurómetro de Vickers para la medición de microdureza superficial.	21

Índice de Tablas

Tabla 1	Distribución de los grupos experimentales	15
Tabla 2	Especificaciones de los materiales utilizados	15
Tabla 3	Estadísticas descriptivas del tiempo de fraguado (minutos)	23
Tabla 4	Resultados ANOVA de dos factores para tiempo de fraguado.....	24
Tabla 5	Estadísticas descriptivas de microdureza Vickers (HV)	25
Tabla 6	Resultados ANOVA de dos factores para microdureza.....	25

Estudio *in vitro* de las propiedades físicas de un cemento a base de silicato de calcio

Jenny Karina Collaguazo-Artos

Universidad De Los Hemisferios

jkcollaguazoa@estudiantes.uhemisferios.edu.ec

Resumen

El objetivo central de este trabajo fue analizar comparativamente las propiedades físicas de fraguado y microdureza superficial de dos cementos de silicato de calcio: NeoMTA 2 y Biodentine, materiales ampliamente empleados en procedimientos odontológicos por sus características biocompatibles y bioactivas. La investigación se estructuró bajo un diseño experimental de tipo *in vitro*, aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de los Hemisferios.

Las muestras de ambos cementos fueron preparadas conforme a las especificaciones de cada fabricante. El tiempo de fraguado se determinó mediante el uso de agujas de Gillmore aplicadas sobre moldes de yeso tipo II, evaluando tanto el fraguado inicial como el final; mientras que la microdureza superficial se midió con microdurómetro de Vickers en muestras conservadas durante períodos de 4 y 7 días bajo condiciones controladas de temperatura y humedad.

Los resultados fueron analizados estadísticamente mediante pruebas descriptivas y un análisis de varianza (ANOVA) de dos factores con interacción, considerando un nivel de significancia de $p < 0,05$. Los datos obtenidos reflejaron diferencias estadísticamente significativas tanto en el tiempo de fraguado como en la microdureza superficial entre los dos

cementos evaluados. Biodentine demostró un fraguado más rápido, con tiempos promedio de 25 minutos en la fase inicial y 42,14 minutos en la fase final, mientras que NeoMTA 2 presentó tiempos prolongados de 45,71 y 69,28 minutos, respectivamente, manteniéndose dentro de parámetros aceptables en la práctica clínica. Respecto a la microdureza, Biodentine alcanzó valores de 62,21 HV a los 4 días y 80,73 HV a los 7 días, superando a NeoMTA 2, que registró 37,74 HV y 57,13 HV en los mismos periodos. Estos resultados evidencian una ventaja mecánica progresiva de Biodentine; sin embargo, NeoMTA 2 mostró mejoras sustanciales frente a versiones previas de MTA, gracias a su formulación ajustada y mayor facilidad de manipulación. En conclusión, ambos materiales exhibieron propiedades favorables para su aplicación clínica, aunque se reconoce la necesidad de investigaciones adicionales que permitan valorar su desempeño a largo plazo en un entorno clínico real.

Palabras clave: Cementos biocerámicos; NeoMTA 2; Biodentine; Fraguado; Microdureza; Ensayo in vitro.

Abstract

The central objective of this work was to comparatively analyze the setting properties and surface microhardness of two calcium silicate cements: NeoMTA 2 and Biodentine, materials widely used in dental procedures due to their biocompatible and bioactive characteristics. The research was structured under an in vitro experimental design, approved by the Ethics Committee of the University of the Hemispheres.

The samples of both cements were prepared according to each manufacturer's specifications. The setting time was determined using Gillmore needles applied to Type II gypsum molds, evaluating both the initial and final setting; while the surface microhardness was measured with Vickers microhardness tester in samples preserved for periods of 4 and 7 days under controlled temperature and humidity conditions.

The results were statistically analyzed using descriptive tests and a two-factor analysis of variance (ANOVA) with interaction, considering a significance level of $p < 0.05$. The obtained data reflected statistically significant differences in both setting time and surface microhardness between the two evaluated cements. Biodentine demonstrated a faster setting time, with average times of 25 minutes in the initial phase and 42.14 minutes in the final phase, while NeoMTA 2 showed prolonged times of 45.71 and 69.28 minutes, respectively, remaining within acceptable parameters in clinical practice. Regarding microhardness, Biodentine reached values of 62.21 HV at 4 days and 80.73 HV at 7 days, surpassing NeoMTA 2, which recorded 37.74 HV and 57.13 HV in the same periods. These results demonstrate a progressive mechanical advantage of Biodentine; however, NeoMTA 2 showed substantial improvements over previous versions of MTA, thanks to its adjusted formulation and greater ease of handling. In conclusion, both

materials exhibited favorable properties for clinical application, although the need for additional research to assess their long-term performance in a real clinical setting is acknowledged.

Keywords: Bioceramic cements; NeoMTA 2; Biodentine; Setting; Microhardness; In vitro test.

Introducción

El agregado de trióxido mineral (MTA), un cemento de silicato de calcio (CSC), fue desarrollado inicialmente para satisfacer la necesidad de contar con un material eficaz en procedimientos de obturación retrógrada. Con el tiempo, su uso se extendió a otras aplicaciones clínicas como el recubrimiento pulpar, pulpotomía, apexogénesis, apexificación, reparación de perforaciones radiculares y relleno de conductos (Dianat y otros, 2019). A pesar de su amplia aceptación en endodoncia, el MTA presenta algunas limitaciones, entre ellas, la decoloración del sustrato dental, un tiempo de fraguado relativamente prolongado y niveles de microdureza que no alcanzan los valores propios de la dentina a la que reemplaza (Jang, y otros, 2014; Kaup et al., 2015; Shokouhinejad et al., 2016). Estas limitaciones han impulsado el desarrollo constante de nuevos biomateriales que ofrezcan mejores propiedades físico-mecánicas (Rabello C. Z. et al., 2022; Dong & Xu, 2023).

En este contexto, el Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Francia), otro cemento de silicato de calcio fue introducido con el propósito de combinar la biocompatibilidad y bioactividad características de los CSC con mejoras en propiedades físicas, tales como un fraguado más rápido y una microdureza más próxima a la de la dentina sana (Grech et al., 2013; Arandi & Thabet, 2021). No obstante, este material presenta como desventaja una radiopacidad limitada, lo que dificulta su diferenciación radiográfica respecto a los tejidos adyacentes (Kaup et al., 2015; Lucas et al., 2017).

Por su parte, NeoMTA 2 (Avalon Biomed, Houston, TX, EE.UU.) fue diseñado con el objetivo de superar varias de las desventajas de los MTA tradicionales (Candan et al., 2023). Su fórmula incorpora silicato tricálcico, silicato dicálcico, sulfato de calcio, aluminato tricálcico y óxido de tántalo (Omar et al., 2024). Este último actúa como agente radiopacificante,

sustituyendo al óxido de bismuto, lo que previene cambios de color y facilita su visualización radiográfica (Alqahtani et al., 2022; Sen et al., 2023). Además, se mezcla con un gel a base de agua, lo que optimiza su manipulación (Omar et al., 2024), y presenta un fraguado más rápido y mayor resistencia al lavado, lo que favorece su estabilidad posoperatoria (NuSmile, Ltd, 2020).

Para determinar el tiempo de fraguado, se emplean pruebas de indentación mediante el aparato de Gillmore, que utiliza dos agujas de distinto peso y diámetro para definir los tiempos inicial y final de fraguado en cementos hidráulicos (Altan & Tosun, 2016; Ha et al., 2016). Por otro lado, la evaluación de la resistencia superficial de estos materiales requiere de microdurómetro de Vickers, que mide su capacidad de resistir la deformación bajo cargas específicas (Yang et al., 2018). La microdureza, además, ofrece información indirecta sobre la hidratación y el fraguado de los cementos (Shahi et al., 2018; Yang et al., 2023).

La caracterización adecuada de estas propiedades resulta determinante para el éxito clínico, ya que un cemento de fraguado rápido puede disminuir tanto el tiempo operatorio como la cantidad de sesiones necesarias (Abboud et al., 2021; Pires et al., 2021). Dado que existen escasos estudios que analicen las propiedades físicas del NeoMTA 2 (Alqahtani et al., 2022), el presente estudio tuvo como objetivo analizar comparativamente el tiempo de fraguado y la microdureza superficial de NeoMTA 2 en relación con Biodentine. Como hipótesis nula, se planteó que no existirían diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales respecto al tiempo de fraguado y la microdureza. Esta comparación es fundamental para guiar la selección clínica de estos materiales en endodoncia, optimizando resultados y longevidad de los tratamientos.

Material y Métodos

La investigación contó con la aprobación del Comité de Ética de la Facultad de Odontología de la Universidad de los Hemisferios (2025/06/9). Se desarrolló bajo un diseño experimental de tipo in vitro y comparativo, orientado a evaluar el tiempo de fraguado y la microdureza superficial de dos cementos de silicato de calcio: NeoMTA 2 (NuSmile Inc., Houston, TX, EE. UU.) y Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Francia). Las mediciones se realizaron tras períodos de almacenamiento controlado de 4 y 7 días, de acuerdo con la distribución experimental que se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1

Distribución de los grupos experimentales

Nombre de la prueba	Material	Número de muestras	Tiempo
Agujas de Gillmore	Biodentine	7	-
	NeoMTA 2	7	-
Microdurómetro de Vickers	Biodentine	8	4 a los 4 días
			4 a los 7 días
	NeoMTA 2	8	4 a los 4 días
			4 a los 7 días

Fuente: Elaboración propia.

Previo a la fase experimental, se recopilaban las características técnicas de cada material, especificando su origen comercial, composición química y el protocolo de preparación recomendado por los fabricantes, tal como se presenta a continuación (Tabla 2).

Tabla 2*Especificaciones de los materiales utilizados*

Material	Compañía	Composición química	Instrucciones del fabricante
NeoMTA 2 <i>LOTE</i> <i>#B34279</i>	NuSmile Inc., Houston Texas, Estados Unidos	1. Componente en polvo: silicato tricálcico (Ca_3SiO_5), silicato dicálcico (Ca_2SiO_4), óxido de tantalio (Ta_2O_5) y, en menor proporción, sulfato de calcio (CaSO_4) y aluminato tricálcico ($\text{Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$). 2. Componente líquido: gel a base de agua (H_2O), enriquecido con agentes espesantes y polímeros solubles en agua.	<ul style="list-style-type: none"> • Añadir una cucharada rasa de polvo. • Dispensar una gota de gel. • Integrar completamente. • Difundir NeoMTA. • Completar la restauración inmediatamente.
Biodentine <i>LOTE</i> <i>#2024042203</i>	Septodont, Saint Maur des Fosse, Francia	1. Componente en polvo: silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato de calcio, óxido de calcio y óxido de circonio, contenido en cápsulas predosificadas. 2. Componente líquido: solución de agua con cloruro de calcio y polímeros solubles.	Verter 5 gotas de líquido en la cápsula y mezclarlo durante 30 segundos en un dispositivo mezclador.

Fuente: Elaboración propia.

Preparación de muestras con agujas de Gillmore

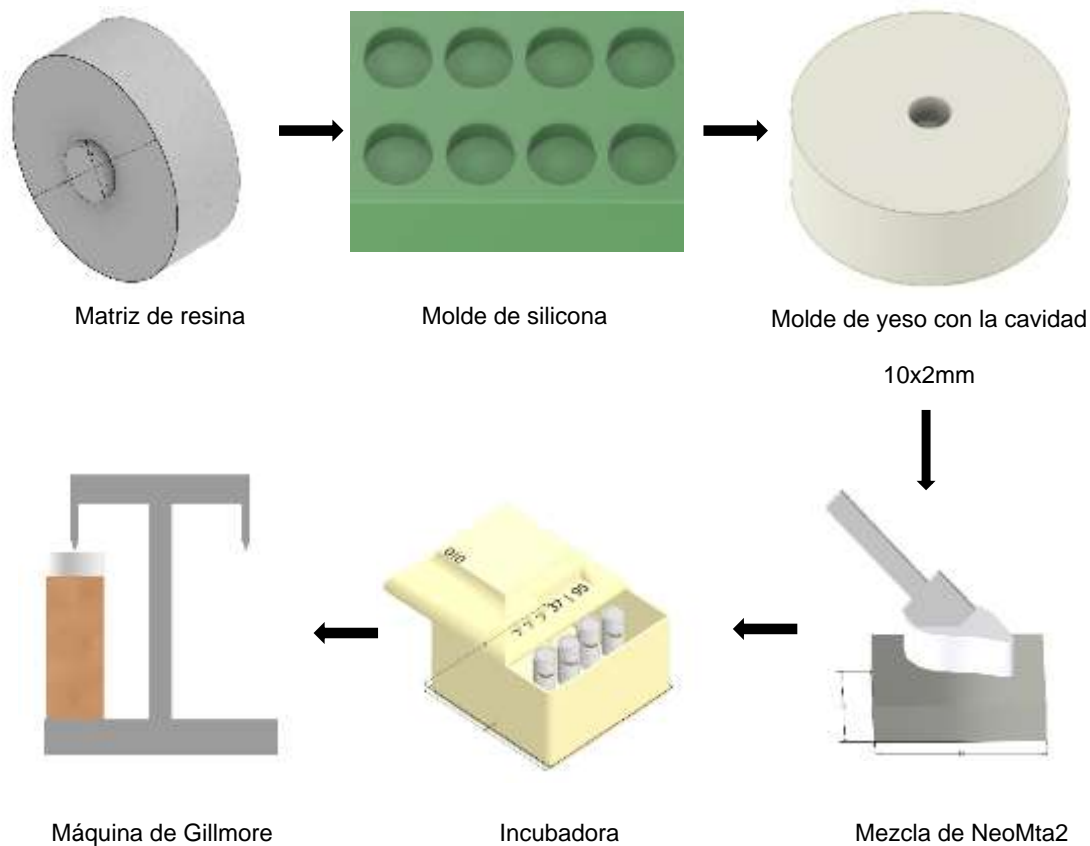
En esta fase se fabricaron catorce moldes utilizando yeso tipo II (MDC Dental, México), con dimensiones internas de 10 mm de diámetro y 2 mm de altura, siguiendo los parámetros normativos descritos en ASTM C266-15 e ISO 6876:2012 (International Organization for Standardization (ISO), 2012). Una vez elaborados, los moldes fueron sometidos a un proceso de incubación durante 24 horas a una temperatura constante de 37 °C, bajo condiciones de humedad

controlada. Concluida esta etapa, se procedió a hidratarlos durante una hora, eliminando posteriormente cualquier exceso de agua en la superficie. Los cementos, preparados conforme a las especificaciones de sus fabricantes, fueron cuidadosamente depositados en los moldes, distribuyéndose siete muestras por cada grupo experimental correspondiente a NeoMTA 2 (Avalon Biomed, Houston, TX, EE.UU.) y Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Francia).

La determinación del tiempo de fraguado inicial se realizó mediante la aplicación periódica, cada cinco minutos, de una aguja Gillmore de 113,4 gramos de peso y 2,12 mm de diámetro, hasta constatar la ausencia de huellas visibles en la superficie del material. Para establecer el tiempo de fraguado final, se empleó una aguja de 453,6 gramos y 1,06 mm de diámetro. Durante todo el proceso, las muestras permanecieron incubadas a 37 °C, protegidas con gasas humedecidas a fin de evitar la deshidratación entre las mediciones.

Figura 1.

Esquema metodológico de la secuencia del uso del aparato de Gillmore para la medición de tiempo de fraguado:



Preparación de muestras para el microdurómetro de Vickers

Para la elaboración de los especímenes destinados al análisis de microdureza, se diseñaron moldes cilíndricos positivos mediante tecnología de impresión 3D, con dimensiones de 8 mm de diámetro y 3 mm de altura. Estas medidas fueron seleccionadas con el fin de reproducir condiciones clínicas aproximadas, considerando que, por ejemplo, el grosor mínimo recomendado para obturaciones retrógradas con MTA es de 3 mm (Lamb et al., 2003). A partir de estos moldes positivos, se obtuvieron impresiones negativas utilizando silicón pesado de

polivinilsiloxano (Zetalabor, Zhermarck), que sirvieron como matrices definitivas para el vaciado de los materiales.

En el caso del grupo NeoMTA 2, se fabricaron ocho bloques individuales. La preparación consistió en dispensar, sobre una platina de vidrio estéril, las proporciones de polvo y gel indicadas por el fabricante (relación 1:1), mezclándolas cuidadosamente hasta alcanzar una consistencia homogénea. Posteriormente, la mezcla se vertió en las matrices de silicona para su conformación. Para el grupo Biodentine, igualmente se elaboraron ocho cuerpos de prueba. Inicialmente se agitó suavemente la cápsula para liberar el contenido de polvo, se colocó en su soporte específico, y se añadió una ampolla de líquido monodosis con cinco gotas, siguiendo el protocolo del fabricante. Tras cerrar la cápsula, se procedió a su mezcla automática mediante un vibrador (ULTRAMAT 2, Germany) a 4200 revoluciones por minuto durante 30 segundos. Una vez verificada la consistencia adecuada, el material fue transferido a los moldes cilíndricos.

Concluido el fraguado conforme a los tiempos establecidos para cada material, las muestras fueron retiradas de las matrices de polivinilsiloxano. Se verificaron sus dimensiones mediante calibrador Vernier, asegurando la uniformidad de 8 mm de altura y 3 mm de diámetro. Posteriormente, cada muestra fue almacenada en tubos de centrifuga bajo condiciones de humedad controlada, colocando 4 ml de agua destilada en el fondo, sobre la cual se posicionó una torunda de algodón embebida, seguida por la ubicación de las muestras y otra torunda adicional sobre la cual se añadieron otros 4 ml de agua destilada. Los tubos se sellaron herméticamente y fueron debidamente etiquetado.

Distribución de las muestras

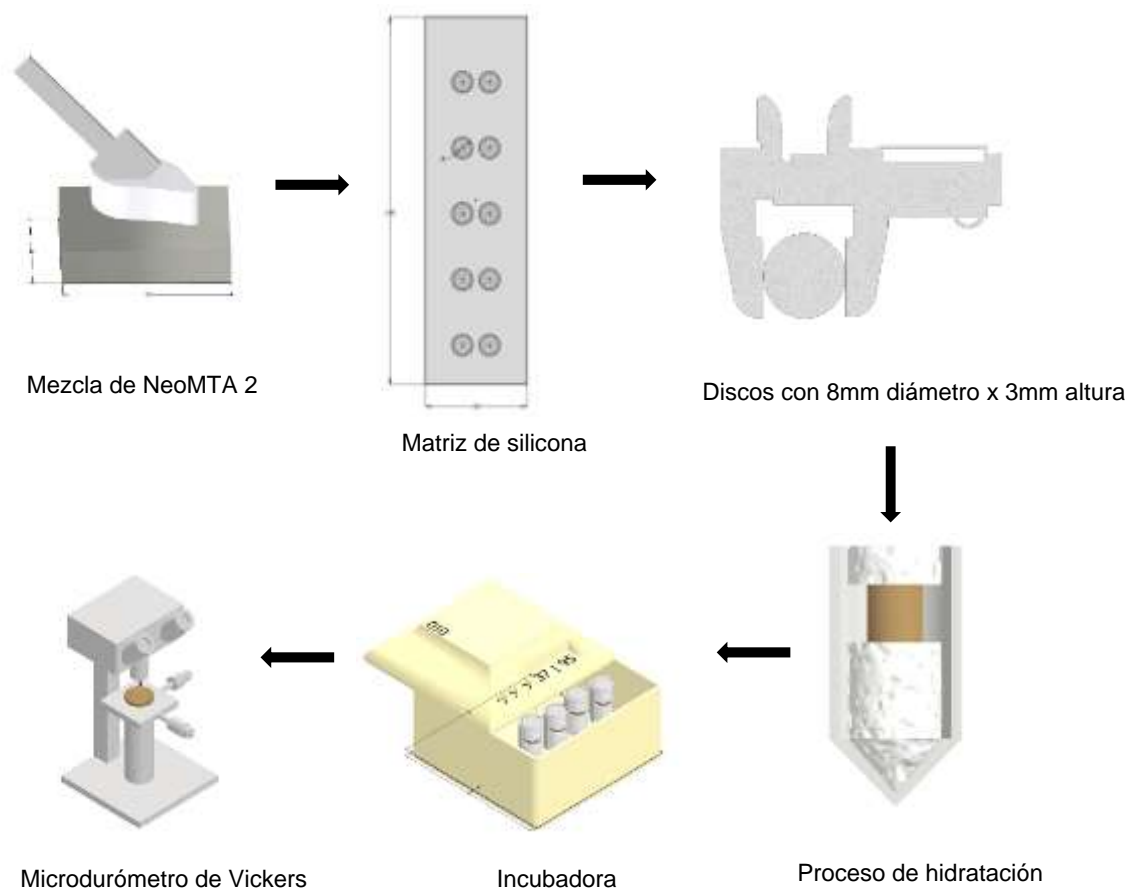
Las muestras fueron asignadas aleatoriamente en dos subgrupos para su posterior incubación a 37 °C: uno de ellos permaneció durante 4 días y el otro durante 7 días. Cumplido el tiempo de

almacenamiento, los especímenes fueron extraídos de los tubos y sometidos a un proceso de pulido manual en húmedo, empleando lijas de grano 100, 400, 600 y 1200, con el propósito de obtener una superficie lisa y uniforme, adecuada para la posterior medición de indentación.

Una vez acondicionadas, las muestras fueron analizadas individualmente mediante el ensayo de microdureza superficial utilizando microdurómetro de Vickers (Metkon modelo Duroline M). El equipo fue calibrado para aplicar una carga de 100 gramos durante 10 segundos, empleando un indentador de diamante de forma piramidal. En cada muestra se realizaron tres indentaciones, cuyos trazos diagonales fueron medidos inmediatamente tras la descarga, bajo la visualización microscópica del dispositivo, registrándose el valor de microdureza Vickers mediante la lectura digital de la máquina. De este modo, cada espécimen aportó tres mediciones, sumando un total de 24 registros por material y 48 mediciones globales para el conjunto del experimento.

Figura 2.

Esquema metodológico de la secuencia del uso del microdurómetro de Vickers para la medición de microdureza superficial:



Análisis estadístico

Para evaluar el comportamiento de ambos cementos en cuanto al tiempo de fraguado y la microdureza superficial, los datos obtenidos fueron inicialmente sometidos a un análisis descriptivo, calculándose la media, la desviación estándar, así como los valores mínimo y máximo correspondientes. A fin de verificar el cumplimiento de los supuestos de normalidad en la distribución de los datos, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk.

Una vez confirmada la normalidad, se procedió a realizar un análisis de varianza (ANOVA) de dos factores con interacción, tomando en consideración tanto el tipo de cemento como el tiempo de almacenamiento como variables independientes. En aquellos casos en los que se identificaron diferencias significativas, se efectuaron comparaciones múltiples empleando la prueba de Tukey como método post hoc. Se estableció un nivel de significancia estadística de $p < 0,05$ para todas las pruebas realizadas. Se utilizó software estadístico para realizar los análisis pertinentes.

Hallazgos

Tiempo de fraguado

Los resultados correspondientes al análisis del tiempo de fraguado pusieron en evidencia diferencias notorias entre los dos cementos evaluados. Las mediciones efectuadas tanto para el fraguado inicial mediante la aplicación de la aguja de 113,4 gramos como para el fraguado final empleando la aguja de 453,6 gramos se resumen en la Tabla 3.

Tabla 3

Estadísticas descriptivas del tiempo de fraguado (minutos)

Cemento	Fase de fraguado	Media (min)	DE (min)	Mínimo	Máximo	n
Biodentine	Inicial (113,4 g)	25,00	0,00	25	25	7
Biodentine	Final (453,6 g)	42,14	2,67	40	45	7
NeoMTA 2	Inicial (113,4 g)	45,71	1,89	45	50	7
NeoMTA 2	Final (453,6 g)	69,28	4,50	65	75	7

Fuente: Elaboración propia.

En el caso del Biodentine, el tiempo de fraguado inicial se mantuvo constante en todas las muestras analizadas, registrándose un valor uniforme de 25 minutos sin variabilidad observada. Respecto al fraguado final, este material mostró una media de 42,14 minutos, acompañado de una dispersión reducida, con una desviación estándar de 2,67 minutos. Por su parte, el NeoMTA 2 evidenció un fraguado inicial considerablemente más prolongado, con una media de 45,71 minutos, y una mayor variabilidad en el fraguado final, alcanzando una media de 69,28 minutos.

El análisis de varianza (ANOVA) de dos factores aplicado a los datos confirmó la existencia de diferencias estadísticamente significativas tanto en función del tipo de cemento como del tipo de fraguado, así como en la interacción entre ambos factores. Estos hallazgos

indican que los tiempos de fraguado observados están determinados de manera conjunta por las características del material y la fase de fraguado evaluada (Tabla 4).

Tabla 4

Resultados ANOVA de dos factores para tiempo de fraguado

Fuente de variación	Suma de cuadrados	GL	F	p-valor
Tipo de cemento	4008,04	1	517,96	9,36E-18
Tipo de fraguado	2900,89	1	374,88	3,73E-16
Interacción (cemento × fraguado)	72,32	1	9,35	0,0054
Error (residual)	185,71	24		

Fuente: Elaboración propia.

Estos resultados permiten confirmar que tanto el tipo de cemento como la fase del proceso de fraguado, así como la interacción entre ambos factores, influyen de manera significativa en el comportamiento de fraguado de los materiales analizados.

Microdureza superficial

En relación con la microdureza Vickers (HV), los análisis evidenciaron diferencias importantes que dependen tanto del tipo de cemento utilizado como del tiempo de almacenamiento al que fueron sometidas las muestras (Tabla 5).

Tabla 5*Estadísticas descriptivas de microdureza Vickers (HV)*

Cemento	Días de almacenamiento	Media HV	DE	Mínimo	Máximo	n
Biodentine	4 días	62,21	2,29	60,06	65,89	12
Biodentine	7 días	80,73	1,76	78,20	84,06	12
NeoMTA 2	4 días	37,74	1,44	34,97	39,75	12
NeoMTA 2	7 días	57,13	2,60	51,62	60,18	12

Fuente: Elaboración propia.

El análisis de varianza (ANOVA) aplicado a los datos de microdureza reveló diferencias estadísticamente significativas tanto en función del tipo de cemento como del tiempo de almacenamiento. No obstante, la interacción entre estos dos factores no resultó significativa, lo que indica que el aumento de la microdureza a lo largo del tiempo se produjo de manera independiente del material empleado (Tabla 6).

Tabla 6*Resultados ANOVA de dos factores para microdureza*

Fuente de variación	Suma de cuadrados	GL	F	p-valor
Tipo de cemento	6931,694	1	1615,79	<0,0001
Tiempo de almacenamiento	4311,125	1	1004,93	<0,0001
Interacción	2,279	1	0,531	0,4699
Error (residual)	188,759	44		

Fuente: Elaboración propia.

Discusión

Actualmente, los cementos de silicato de calcio (CSC) han consolidado su aplicación en la práctica odontológica, principalmente en las áreas de terapia endodóntica y restauradora, gracias a su destacada bioactividad y biocompatibilidad con los tejidos periapicales (Ma et al., 2024; Dong & Xu, 2023). A pesar de sus beneficios, los cementos a base de agregado de trióxido mineral (MTA) tienen una limitación notable: su prolongado tiempo de fraguado, que suele oscilar entre tres y cuatro horas (Torabinejad et al., 1993; Altan & Tosun, 2016; Lucas et al., 2017). Esta característica puede comprometer su eficacia clínica en zonas cervicales expuestas a cargas oclusales tempranas, afectando la integridad del sellado (Pires et al., 2021) e incrementando el riesgo de filtración o desprendimiento del material en tratamientos como las obturaciones apicales durante cirugías endodónticas (Lucas et al., 2017; Dianat et al., 2019).

NeoMTA 2 representa la segunda generación de la línea NeoMTA, sucediendo al NeoMTA Plus (Omar et al., 2024). En el presente estudio, los resultados obtenidos para el tiempo de fraguado de NeoMTA 2 son consistentes con los hallazgos de Quintana et al. (2019), quienes reportaron un tiempo inicial de 44,47 minutos y un final de 67,98 minutos para NeoMTA Plus. Estos datos, no obstante, difieren de los valores reportados por Siboni et al. (2017), quienes observaron un fraguado inicial de 130 minutos y final de 315 minutos, diferencias que podrían explicarse por las variaciones metodológicas, particularmente el uso de moldes de polivinilo en su estudio. En esta investigación se utilizaron moldes de yeso tipo II, cuya estructura porosa proporciona una reserva de humedad más compatible con las necesidades de hidratación de los CSC, simulando de manera más precisa las condiciones de los túbulos dentinarios (Kim et al., 2023).

En relación con Biodentine, los resultados obtenidos para su fraguado inicial y final coinciden en parte con lo reportado por Alhodiry (2014), quien determinó un fraguado inicial de 30 minutos utilizando una aguja Gillmore de 2,12 mm de diámetro y 113,4 g de peso. Respecto al fraguado final, los valores son similares a los descritos por Grech et al. (2013), quienes identificaron un tiempo de fraguado final de 45 minutos.

El tiempo de fraguado de los CSC está condicionado por múltiples factores, como la composición química, el tamaño de las partículas, los aditivos incorporados y el tipo de radiopacificadores empleados. Estudios previos han demostrado que Biodentine presenta un fraguado más rápido que el MTA, atribuido principalmente a la presencia de cloruro de calcio y polímeros solubles en el líquido de mezcla, que aceleran el proceso de hidratación y optimizan sus propiedades físicas (Koutroulis et al., 2022; Pires et al., 2021). Por su parte, NeoMTA 2 incorpora partículas finamente molidas de silicatos tricálcicos y dicálcicos, lo que favorece una mayor superficie de contacto y una hidratación más eficiente, reduciendo el tiempo de fraguado (Negm et al., 2016; Rabello C. Z. et al., 2021). Asimismo, la ausencia de óxido de bismuto en su composición parece contribuir tanto a la disminución del tiempo de fraguado como al incremento de la microdureza, como ha sido demostrado en estudios de Grazziotin-Soares et al. (2013) y Saghiri et al. (2015).

La hidratación controlada durante varios días resultó esencial antes de proceder a la medición de la microdureza, dado que los biomateriales a base de silicato requieren de un aporte hídrico progresivo para completar adecuadamente su proceso de fraguado, reflejándose en el aumento progresivo de la microdureza (Ansari et al., 2022). Por esta razón, en el presente trabajo se evaluó la microdureza mediante el método de indentación Vickers a los 4 y 7 días, siguiendo las recomendaciones de estudios previos que han mostrado que los CSC alcanzan una

estabilización inicial a los 4 días, mientras que el fraguado completo puede extenderse por períodos prolongados (Guo et al., 2016). Bayraktar et al. (2021), por ejemplo, observaron que los incrementos de microdureza en Biodentine, aun en condiciones de pH neutro, continuaban entre la primera semana y el mes de almacenamiento, aunque con variaciones mínimas.

Otros trabajos como los de Rahimi et al. (2018) han informado que los valores de microdureza de Biodentine superan hasta tres veces los registrados para el MTA convencional. Considerando que la microdureza de la dentina sana se sitúa entre 60 y 90 HV (Lai et al., 2003; Cruz-Filho et al., 2014), Biodentine es uno de los pocos materiales que alcanza estos niveles, aspecto que ha sido también señalado por Camilleri (2013) y Pires et al. (2021). Alcanzar estos valores óptimos de dureza sería ideal en un sustituto de tejido dentinario (Kaup et al., 2015).

En el caso de NeoMTA 2, los resultados de microdureza registrados en esta investigación, tanto a los 4 como a los 7 días, mostraron cifras superiores a las obtenidas por Salazar Villavicencio et al. (2022), quienes evaluaron versiones anteriores del material y obtuvieron valores de 16,99 HV a las 24 horas y 32,2 HV a los 30 días. Estos hallazgos sugieren un avance en el desempeño de NeoMTA 2 en comparación con sus predecesores. Por otro lado, Grech et al. (2013) documentaron que Biodentine alcanzó 48,4 HV tras 28 días de almacenamiento en solución de Hank (HBSS), mientras que en el presente estudio dichos niveles se lograron a los 4 días, posiblemente debido a las diferencias en las condiciones de almacenamiento. Los resultados aquí obtenidos coinciden además con los reportados por Shie et al. (2009), quienes observaron que la resistencia de estos cementos prácticamente se duplicaba tras siete días de hidratación. Esta mejora progresiva en Biodentine puede estar asociada a la presencia de policarboxilato, un polímero hidrosoluble que disminuye la relación agua/cemento, reduce la porosidad y favorece la resistencia a la compresión (Pires et al., 2021).

En lo que respecta a la presentación comercial de los materiales, Biodentine se ofrece en cápsulas precargadas de 700 mg, mientras que otros cementos, como NeoMTA 2, presentan unidades de aproximadamente 500 mg. Esta diferencia puede influir en el desperdicio de material durante su preparación (Arandi & Thabet, 2021). Además, cualquier alteración en las proporciones de mezcla o en el protocolo de manipulación puede afectar el fraguado y las propiedades finales del material, comprometiendo así los resultados clínicos (Pires et al., 2021). En este sentido, NeoMTA 2 ofrece ventajas logísticas al incluir una cuchara dosificadora que elimina la necesidad de dispositivos de mezcla, reduciendo el riesgo de error y el desperdicio de material (Candan et al., 2023).

Es importante destacar que, como todo estudio de tipo experimental *in vitro*, existen limitaciones inherentes en la reproducción exacta de las condiciones clínicas. Las fuerzas aplicadas en laboratorio no replican de forma completa las cargas funcionales presentes en la cavidad oral, y factores como las variaciones térmicas o los cambios de pH no son simulados de manera integral. No obstante, este tipo de investigaciones constituyen un paso fundamental para la caracterización preliminar de los biomateriales antes de su aplicación clínica.

Conclusión

Los hallazgos de esta investigación permiten establecer que tanto NeoMTA 2 como Biodentine presentan propiedades físico-mecánicas que los posicionan como alternativas viables en procedimientos clínicos que requieren el uso de cementos de silicato de calcio. Biodentine demostró un tiempo de fraguado significativamente más corto y niveles de microdureza superiores, lo cual podría traducirse en ventajas operativas y biológicas dentro del entorno clínico. NeoMTA 2, por su parte, evidenció avances notables respecto a formulaciones previas, con un desempeño mejorado en fraguado y resistencia superficial, acompañado de una manipulación simplificada que favorece su aplicabilidad en diversas situaciones terapéuticas. Sin embargo, considerando la naturaleza *in vitro* de este estudio, resulta necesario realizar investigaciones adicionales que contemplen condiciones clínicas reales, variabilidad biológica y seguimiento longitudinal, a fin de consolidar la evidencia sobre su eficacia y comportamiento a largo plazo.

Referencias

- Abboud, K. M., Abu-Seida, A. M., Hassanien, E. E., & Tawfik, H. M. (13 de Abril de 2021). Biocompatibility of NeoMTA Plus® versus MTA Angelus as delayed furcation perforation repair materials in a dog model. *BMC Oral Health*, *21*(192), 11. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01552-w>
- Alhodiry, W. L. (2014). Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, *22*(1), 20–23.
- Alqahtani, A. S., Sulimany, A. M., Alayad, A. S., Alqahtani, A. S., & Bawazir, O. A. (3 de Julio de 2022). Evaluation of the Shear Bond Strength of Four Bioceramic Materials with Different Restorative Materials and Timings. *Materials*, *15*(13), 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/ma15134668>
- Altan, H., & Tosun, G. (Enero de 2016). The setting mechanism of mineral trioxide aggregate. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, *50*(1), 65–72. <https://doi.org/10.17096/jiufd.50128>
- Ansari, Z. J., Ghasemi, A., Norozi, H., Akbarzade Baghan, A., & Samiei, M. (16 de Marzo de 2022). Microhardness of Calcium-enriched Mixture Cement and Covering Glass Ionomers after Different Time Periods of Application. *Iranian Endodontic Journal*, *17*(2), 67–71. <https://doi.org/https://doi.org/10.22037/iej.v17i2.37929>

- Arandi, N. Z., & Thabet, M. (5 de Abril de 2021). Minimal Intervention in Dentistry: A Literature Review on Biodentine as a Bioactive Pulp Capping Material. *BioMed research international*(1), 13. <https://doi.org/https://doi.org/10.1155/2021/5569313>
- Bayraktar, K., Basturk, F. B., Turkeydin, D., & Gunday, M. (23 de Febrero de 2021). Long-term effect of acidic pH on the surface microhardness of ProRoot mineral trioxide aggregate, Biodentine, and total fill root repair material putty. *Dental Research Journal*, 18(2). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34084289/>
- Camilleri, J. (Julio de 2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*, 41(7), 600–610. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.05.003>
- Candan, M., Altinay Karaca, F. K., & Öznurhan, F. (2 de Octubre de 2023). Evaluation of the Shear Bond Strength of Immediate and Delayed Restorations of Various Calcium Silicate-Based Materials with Fiber-Reinforced Composite Resin Materials. *Polymers*, 15(19), 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/polym15193971>
- Cruz-Filho, A. M., Flamini, L. E., & Pécora, J. D. (Enero de 2014). Morphology and microhardness of dentin at the furcation area of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 40(1), 129–132. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.004>
- Dianat, O., Mahdian, A., Sanagoo, N., Mozayeni, A., Mohammad, & Eskandarion, S. (2019). Setting Time and Surface Microhardness of Mineral Trioxide Aggregate and 1% and 5% Fluoride-Doped Mineral Trioxide Aggregate Mixed with Water and Gel-like Polymer. *Iranian Endodontic Journal*, 14(4), 265–270. <https://doi.org/10.22037/iej.v14i4.24094>

- Dong, X., & Xu, X. (13 de Marzo de 2023). Bioceramics in Endodontics: Updates and Future Perspectives. *Bioengineering*, 10(354), 30. <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/bioengineering10030354>
- Grazziotin-Soares, R., Nekoofar, M. H., Davies, T. E., Bafail, A., Alhaddar, E., Hübler, R., . . . Dummer, P. M. (8 de Agosto de 2013). Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties. *International Endodontic Journal*, 47(6), 520–533. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/iej.12181>
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (Febrero de 2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*, 29(2), e20–e28. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.007>
- Guo, Y.-j., Du, T.-f., Li, H.-b., Shen, Y., Mobuchon, C., Hieawy, A., . . . Haapasalo, M. (2016). Physical properties and hydration behavior of a fast-setting bioceramic endodontic material. *BMC Oral Health*, 16(23), 6. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s12903-016-0184-1>
- Ha, W. N., Nicholson, T., Kahler, B., & Walsh, L. J. (26 de Enero de 2016). Methodologies for measuring the setting times of mineral trioxide aggregate and Portland cement products used in dentistry. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 2(1), 25–30. <https://doi.org/https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1135746>
- International Organization for Standardization (ISO). (1 de Junio de 2012). ISO 6876:2012 Dentistry-Root canal sealing materials. Ginebra, Suiza: International Organization for Standardization (ISO).

- Jang, Y.-E., Lee, B.-N., Koh, J.-T., Park, Y.-J., Joo, Nam-Eok, . . . Hwang, Y.-C. (2014). Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(2), 89–94. <https://doi.org/https://doi.org/10.5395/rde.2014.39.2.89>
- Kaup, M., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & Face Medicine*, 11(16), 8. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s13005-015-0074-9>
- Kim, H.-J., Lee, J.-S., Gwak, D.-H., Ko, Y.-S., Lim, C.-I., & Lee, S.-Y. (21 de Diciembre de 2023). In Vitro Comparison of Differences in Setting Time of Premixed Calcium Silicate-Based Mineral Trioxide Aggregate According to Moisture Content of Gypsum. *Materials*, 17(35), 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/ma17010035>
- Koutroulis, A., Valen, H., Ørstavik, D., Kapralos, V., Camilleri, J., & Sunde, P. T. (5 de Agosto de 2022). Surface characteristics and bacterial adhesion of endodontic cements. *Clinical Oral Investigations*, 26, 6995–7009. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00784-022-04655-y>
- Lai, Y.-l., Yang, M.-L., & Lee, S.-Y. (2003). Microhardness and color changes of human dentin with repeated intracoronal bleaching. *Operative Dentistry*, 28(6), 786-792. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14653295/>
- Lamb, E. L., Loushine, R. J., Weller, R., Kimbrough, W., & Pashley, D. H. (Junio de 2003). Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 95(6), 732–735. <https://doi.org/https://doi.org/10.1067/moe.2003.98>

- Lucas, C. d., Viapiana, R., Bosso-Martelo, R., Tanomaru, J. M., Camilleri, J., & Tanomaru-Filho, M. (Enero de 2017). Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. *Brazilian Dental Journal*, 28(1), 51–56. <https://doi.org/https://doi.org/10.1590/0103-6440201701135>
- Ma, X., Xu, H., Chen, X., Zou, Q., Wang, J., Da, Y., & Yin, H. (11 de Enero de 2024). Modern methods and materials used to treat root perforation: effectiveness comparison. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 35(1), 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s10856-023-06770-y>
- Negm, A., Hassanien, E., Abu-Seida, A., & Nagy, M. (1 de Julio de 2016). Physical evaluation of a new pulp capping material developed from portland cement. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 8(3), e278–e283. <https://doi.org/10.4317/jced.52748>
- NuSmile, Ltd. (2020). *NuSmile NeoMTA 2: Instructions for use*. Houston, Texas: NuSmile, Ltd. https://cdn.shopify.com/s/files/1/0613/7053/2094/files/NuSmile_NeoMTA_2_Instruction_s_for_Use.pdf?v=1658420150
- Omar, N., Kabel, N. R., Masoud, M. A., & Hamdy, T. M. (23 de Septiembre de 2024). Impact of different disinfection protocols on the bond strength of NeoMTA 2 bioceramic sealer used as a root canal apical plug (in vitro study). *BDJ Open*, 10(75), 6. <https://doi.org/https://doi.org/10.1038/s41405-024-00257-w>
- Pires, M. D., Cordeiro, J., Vasconcelos, I., Alves, M., Quaresma, S. A., Ginja, A., & Camilleri, J. (Julio de 2021). Effect of different manipulations on the physical, chemical and microstructural characteristics of Biodentine. *Dental Materials*, 37(7), e399–e406. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.021>

- Quintana, R. M., Jardine, A. P., Grechi, T. R., Grazziotin-Soares, R., Ardenghi, D. M., Scarparo, R. K., . . . Kopper, P. M. (2019). Bone tissue reaction, setting time, solubility, and pH of root repair materials. *Clinical Oral Investigations*, 23, 1359–1366. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00784-018-2564-1>
- Rabello, C. Z., Kopper, P. M., Ferri, L. J., Signor, B., Hashizumi, L. N., Fontanella, V. R., . . . Scarparo, R. K. (2021). Physicochemical properties of three bioceramic cements. *Brazilian Oral Research*, 35(e069), 8. <https://doi.org/https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2022.vol36.0069>
- Rabello, C. Z., Kopper, P. M., Ferri, L. J., Signor, B., Hashizumi, L. N., Fontanella, V. R., . . . Scarparo, R. K. (2022). Physicochemical properties of three bioceramic cements. *Brazilian Oral Research*, 36(e069), 8. <https://doi.org/https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2022.vol36.0069>
- Rahimi, S., Shahi, S., Torabi, Z., Rezaie, Y., Ghasemi, N., & Abolhasani, S. (2018). The Effect of a Mineralized Bone Graft on the Surface Microhardness of Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine. *Iranian Endodontic Journal*, 13(1), 83–87. <https://doi.org/https://doi.org/10.22037/iej.v13i1.14953>
- Saghiri, M. A., Gutmann, J. L., Orangi, J., Asatourian, A., & Sheibani, N. (Febrero de 2015). Radiopacifier particle size impacts the physical properties of tricalcium silicate-based cements. *Journal of Endodontics*, 41(2), 225–230. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.09.025>
- Salazar Villavicencio, M., Cahuana, E., Ramirez, W., & Delgado, L. (Octubre de 2022). Comparative Evaluation of Physicomechanical Properties and Antimicrobial Activity of

- White Portland Micro- and Nanoparticulate Peruvian Cement, Mineral Trioxide Aggregate, and Neomineral Trioxide Aggregate. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 23(10), 965–970. <https://doi.org/https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-3421>
- Sen, H. G., Helvacioğlu-Yigit, D., & Yılmaz, A. (15 de Julio de 2023). Radiopacity evaluation of calcium silicate cements. *BMC Oral Health*, 23(491), 7. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s12903-023-03182-w>
- Shahi, S., Rahimi, S., Yavari, H. R., Ghasemi, N., Rezaie, Y., & Mirzapour, S. (9 de Abril de 2018). Effect of the Bone Graft on the Surface Microhardness of Endodontic Biomaterials. *Iranian Endodontic Journal*, 13(2), 200–203. <https://doi.org/https://doi.org/10.22037/iej.v13i2.14683>
- Shie, M.-Y., Huang, T.-H., Kao, C.-T., Huang, C.-H., & Ding, S.-J. (Enero de 2009). The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 35(1), 98–101. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.09.015>
- Shokouhinejad, N., Nekoofar, M. H., Pirmoazen, S., & Dummer, P. M. (Enero de 2016). Evaluation and Comparison of Occurrence of Tooth Discoloration after the Application of Various Calcium Silicate-based Cements: An Ex Vivo Study. *Journal of Endodontics*, 42(1), 140–144. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.034>
- Siboni, F., Taddei, P., Prati, C., & Gandolfi, M. G. (28 de Abril de 2017). Properties of NeoMTA Plus and MTA Plus cements for endodontics. *International Endodontic Journal*, 50(22), e83–e94. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/iej.12787>

- Torabinejad, M., Watson, T. F., & Pitt Ford, T. R. (Diciembre de 1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of endodontics*, 19(12), 591–595. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80271-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80271-2)
- Yang, D.-K., Kim, S., Park, J.-W., Kim, E., & Shin, S.-J. (16 de Enero de 2018). Different Setting Conditions Affect Surface Characteristics and Microhardness of Calcium Silicate-Based Sealers. *Scanning*, 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.1155/2018/7136345>
- Yang, Y., Liu, H., Wang, Z.-J., Hu, P., Haapasalo, M., Manso, A., . . . Shen, Y. (11 de Agosto de 2023). The effect of acidity on the physicochemical properties of two hydraulic calcium silicate-based cements and two calcium phosphate silicate-based cements. *BMC Oral Health*, 23(554), 11. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s12903-023-03211-8>