



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia

“ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL
DE CEMENTOS BIOACTIVOS MODIFICADOS CON
NANOPARTÍCULAS DE DIÓXIDO DE TITANIO”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la
Especialidad en Endodoncia

Presenta:

C.D. Claudia Garcidueñas Fernández

Dirigido por:

L.O.E.E. Irak Osiris Villarreal Vera

Co-dirigido por:

Dra. Ma. Concepción Arenas Arroccena
Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad León de la UNAM

Querétaro, Qro., a 24 de junio de 2021



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina
Especialidad en Endodoncia



“ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DE CEMENTOS BIOACTIVOS MODIFICADOS CON NANOPARTÍCULAS DE DIÓXIDO DE TITANIO”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la Especialidad en Endodoncia

Presenta:

C.D. Claudia Garcidueñas Fernández

Dirigido por:

L.O.E.E. Irak Osiris Villarreal Vera

Co-dirigido por:

Dra. Ma. Concepción Arenas Arrocena

L.O.E.E. Irak Osiris Villarreal Vera
Presidente

Dra. Ma. Concepción Arenas Arrocena
Secretario

D. en C.E.E. Rubén Abraham Domínguez
Pérez
Vocal

C.D.E.E. María Yolanda Elisa López Gómez
Suplente

Dr. Cesar López Cruz
Suplente

RESUMEN

En la práctica endodóntica, surgen diversas situaciones desafiantes cómo poder proporcionar un tope apical en raíces con ápices abiertos, así como lograr un sellado adecuado en casos de perforaciones patológicas o iatrogénicas, donde el material ideal debe cumplir con una lista de características y propiedades físicas como la microdureza, la cual depende de las propiedades intrínsecas del material. Siendo los cementos bioactivos Biodentine y MTA los de elección para estos casos. Sin embargo, estos cementos no permiten un sellado hermético entre la dentina, presentando interfaces microscópicas donde microorganismos patógenos pueden recolonizar. Siendo el área de los nanomateriales una alternativa a esta situación. **Objetivo:** El objetivo de este estudio fue determinar la microdureza superficial de los cementos bioactivos Biodentine, MTA Angelus y MTA Viarden modificados con nanopartículas (Nps) de TiO_2 . **Material y Métodos:** Se realizó un estudio comparativo *in vitro*, se fabricaron 45 muestras de 6mm x 4 mm, 15 se hicieron con cemento Biodentine, 15 con cemento MTA Angelus y 15 con cemento MTA Viarden, cada grupo con Nps TiO_2 1% añadidas. Se almacenaron en una incubadora con una temperatura constante de 36°C. A los 28 días se sacaron y se sometió cada una a una prueba de microdureza superficial con un Microdurómetro Vickers CV400DM, durante 15 segundos. Los datos se analizaron utilizando análisis ANOVA de una vía y una prueba Post Hoc Tukey. **Resultados:** Biodentine con Nps TiO_2 presentó una menor microdureza ($P = 0.0005$), MTA Angelus y MTA Viarden mejoraron con la adición de Nps TiO_2 a su composición sin diferencia significativa. **Conclusiones:** La microdureza del cemento Biodentine disminuye significativamente con Nps TiO_2 , el MTA Angelus no se ve afectado por las Nps y el cemento MTA Viarden presentó resultados similares que el MTA Angelus en presencia y ausencia de éstas.

Palabras clave: Microdureza, Biodentine, MTA Angelus, MTA Viarden, Nps TiO_2 .

SUMMARY

In endodontic practice, several challenging situations arise such as providing an apical stop in roots with open apices, as well as achieve an adequate seal in cases of pathological or iatrogenic perforations, where the ideal material must comply with a list of characteristics and physical properties such as microhardness, which depends on the intrinsic properties of the material. Biodentine and MTA bioactive cements being the ones of choice for these cases. However, these cements do not allow a hermetic seal between the dentin, presenting microscopic interfaces where pathogenic microorganisms can recolonize. Being the area of nanomaterials an alternative to this situation.

Objective: The objective of this study was to determine the surface microhardness of the bioactive cements Biodentine, MTA Angelus and MTA Viarden modified with Nps of TiO_2 . **Material and Methods:** An *in vitro* comparative study was carried out, 45 samples of 6mm x 4 mm were manufactured, 15 were made with Biodentine cement, 15 with MTA Angelus cement and 15 with MTA Viarden cement, each group with 1% Nps TiO_2 added. They were stored in an incubator with a constant temperature of 36 ° C. At 28 days they were removed and each was subjected to a surface microhardness test with a Vickers CV400DM Microdurometer for 15 seconds. Data were analyzed using one-way ANOVA analysis and a Post Hoc Tukey test. **Results:** Biodentine with Nps TiO_2 presented a lower microhardness ($P = 0.0005$), MTA Angelus and MTA Viarden improved with the addition of Nps TiO_2 to its composition without significant difference. **Conclusions:** The microhardness of Biodentine cement decreases significantly with Nps TiO_2 , MTA Angelus is not affected by Nps and MTA Viarden cement presented similar results as MTA Angelus in the presence and absence of Nps.

Keywords: Microhardness, Biodentine, MTA Angelus, MTA Viarden, Nps TiO_2 .

DEDICATORIA

A mis papás Marcos E. Garcidueñas y Aurora Fernández; a mis hermanas Mar y Karen Garcidueñas, por ser un gran ejemplo a seguir, por su amor incondicional, por creer en mí, apoyarme e impulsarme a lograr todos mis objetivos.

Este estudio se los dedico con todo mi cariño.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

AGRADECIMIENTOS

A Dios por cuidarme y darme la sabiduría y herramientas necesarias, así como poner en mi camino a las personas indicadas para lograr este proyecto.

A mis padres, que sin su apoyo y amor no lo hubiera logrado.

A la Universidad Autónoma de Querétaro, por abrirme sus puertas, acogerme y formarme de manera integral estos 2 años y hacerme sentir 100% UAQ.

A mis maestros, por ser una pieza fundamental en mi formación como Endodoncista, por toda la disposición y conocimiento brindado, por su tiempo, apoyo, paciencia y amistad.

A la Dra. Ma. Concepción Arenas, Dr. Irak Villarreal y al Dr. Rubén Domínguez por todo el apoyo, aportaciones y comentarios para guiarme en este proyecto de investigación.

A mis compañeras de generación que se convirtieron en mi familia, gracias infinitas por estar presente en todo momento y haber recorrido conmigo esta etapa.

Al Comité Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por haberme otorgado una beca y permitirme así realizar mis estudios de especialidad y llevar a cabo este proyecto de tesis.

INDICE

Resumen	i
Summary	ii
Dedicatoria	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Abreviaturas y siglas	vi
I. Introducción	1
II. Antecedentes	4
III. Fundamentación teórica	6
IV. Hipótesis	22
V. Objetivos	22
V.1 Objetivo general	22
V.2 Objetivo específico	22
VI. Materiales y métodos	23
VI.1 Diseño	23
VI.2 Universo	23
VI.3 Tamaño de la muestra	23
VI.4 Variables estudiadas	26
VI.5 Procedimiento	30
VII. Resultados	41
VIII. Discusión	45
IX. Conclusiones	50
X. Propuestas	50
XI. Bibliografía	51
XII. Anexos	66

ABREVIATURAS Y SIGLAS	
BD	Biodentine
BD Nps	Biodentine con nanopartículas
MTA	Agregado trióxido mineral
MTA W	MTA Angelus White
MTA V	MTA Viarden
Nps	Nanopartículas
TiO ₂	Dióxido de Titanio
IRM	Material restaurador intermedio
MEB	Microscopio electrónico de barrido
HBSS	Solución salina equilibrada de Hank
HV	Vickers
HK	Knoop
μm	Micrómetro
μl	Microlitro
nm	Nanómetro
g	Gramos
mm	Milímetros
mm Al	Grosos de aluminio medida en milímetros

I. INTRODUCCIÓN

La endodoncia tiene como objetivo el estudio de la estructura, la morfología, la fisiología y la patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. En su ámbito integra las ciencias básicas y clínicas que se ocupan de la biología de la pulpa, así como la etiopatogenia, el diagnóstico, la prevención y el tratamiento de las enfermedades y lesiones de la misma y de los tejidos perirradiculares asociados (AAE, 2015). El ámbito de la endodoncia incluye el diagnóstico diferencial y el tratamiento del dolor bucofacial de origen pulpar y periapical; los tratamientos para mantener la vitalidad de la pulpa; los tratamientos de conductos radiculares cuando es inviable conservar su vitalidad o cuando existe necrosis de la misma, con o sin complicación periapical; los tratamientos quirúrgicos para eliminar los tejidos periapicales inflamatorios consecuencia de patología pulpar, así como la resección apical, la hemisección y la radicectomía; tratamiento de la afectación de la pulpa consecutiva a traumatismos, así como reimplante de dientes avulsionados y blanqueamiento de dientes con alteraciones del color (AAE, 2004).

En la práctica endodóntica surgen diversos desafíos, como lo es poder proporcionar un tope apical en raíces con ápices abiertos, ya sea en dientes inmaduros o maduros con reabsorción radicular apical (Attavar et al., 2015). Uno de los planes de tratamiento sugeridos es inducir la preparación de una barrera fisiológica mediante la aplicación y renovación adicional de hidróxido de calcio u otros materiales endodónticos temporales durante un período prolongado (Sonarkar y Purba, 2015).

Así mismo, otra situación desafiante son las perforaciones radiculares, las cuales son comunicaciones patológicas o iatrogénicas que causan comunicación directa entre la cavidad pulpar y el ligamento periodontal (Fuzz, 1996). El uso indebido de las fresas o de los instrumentos endodónticos durante la búsqueda de los conductos puede conducir a estas perforaciones. Las fresas inciden mayormente

en el piso y el tercio coronal del conducto mientras que los instrumentos pueden ocasionar dicha comunicación, cuando son forzados en los conductos curvos y estrechos a la altura del tercio medio y apical (Tobón, 2000). Estando relacionados estos percances con la eliminación excesiva o inapropiada (sobreinstrumentación) de dentina durante la fase de limpieza y conformación del tratamiento (Frank, 2005).

Estrela et al. (2018), analizaron el diagnóstico, pronóstico y materiales para manejar las perforaciones radiculares y concluyeron que la perforación radicular da como resultado la comunicación entre las paredes del conducto radicular y el espacio periodontal, existiendo factores clínicos que influyen en el pronóstico y la curación, entre ellas: cronología, extensión y localización del tratamiento. Dando como resultado, que una pequeña perforación radicular, sellada lo más pronto y apical al hueso de la cresta y la unión epitelial, presenta un mejor pronóstico; así mismo concluyen que los tres materiales más recomendados para el tratamiento de las perforaciones radiculares son: MTA, hidróxido de calcio y cementos de silicato de calcio.

Enfrentando esta situación, podemos decir que el material ideal para la reparación y el sellado de las perforaciones debe cumplir con las siguientes características (Anusavice, 2004).:

1. Excelente capacidad de sellado	7. No ser reabsorbible
2. Biocompatible	8. Dimensionalmente estable
3. Bioactivo (inducir cementogénesis y osteogénesis).	9. Insoluble en fluidos tisulares
4. Radiopaco	10. Estéticamente aceptable
5. Bacteriostático	11. Excelente sellado
6. Fácil de manipular	

El material debe ser seleccionado correctamente, considerando la ubicación, forma y tamaño de la perforación, debido a que algunos materiales tendrán mejores respuestas dependiendo de estos factores. Cuando la lesión se encuentra en tercio cervical y supraóseas, no se recomienda utilizar agregado trióxido mineral (MTA) por lo que esta área está sujeta a la contaminación por los microorganismos a través de la saliva presentes en la cavidad oral. Sin embargo, las perforaciones situadas por debajo de la cresta ósea tienen un mejor pronóstico debido a que la exposición salival en esta situación es menor. De esta forma, mientras más apical sea la ubicación, mejor será el pronóstico (Zmener & Luberti, 2009).

Durante varios años los materiales que han sido utilizados para el sellado de las perforaciones radiculares han sido amalgama, óxido de zinc y eugenol, material restaurador intermedio (IRM), cementos de ionómero de vidrio y resinas (Jensen, 1982), siendo las principales desventajas de estos materiales la microfiltración, diversos grados de toxicidad y la sensibilidad a la presencia de humedad (Lee et al., 1993).

En la actualidad, la búsqueda de materiales restauradores que provean la garantía de un sellado efectivo entre el sustrato dental y el material de restauración, tomando en consideración sus propiedades biológicas y fisicoquímicas en presencia de un medio húmedo, ha llevado a la expansión del uso de los materiales biocerámicos hacia el ámbito odontológico (Best et al., 2008).

Siendo así, la odontología moderna se enfrenta a nuevos desafíos, entre los cuales se destaca la necesidad de la investigación aplicada y desarrollo tecnológico. Particularmente, la investigación en el área de los biomateriales en relación con la nanotecnología y de la interacción con el sistema biológico, representa un desafío para el área biomédica cuyo objetivo es lograr condiciones óptimas de biocompatibilidad para ofrecer nuevas soluciones terapéuticas.

II. ANTECEDENTES

En el estudio realizado por Elsaka et al. (2011), se estudiaron las propiedades físicas y antibacteriales del ionómero de vidrio adicionado con dióxido de titanio (TiO_2) a diferentes concentraciones, teniendo como resultado, un incremento en las propiedades físicas (resistencia a la flexión, compresión, microdureza superficial) y antibacteriales contra *Streptococcus mutans* (*S. mutans*), además de no interferir con la adhesión de estos con los tejidos dentales cuando el ionómero de vidrio estaba adicionado con nanopartículas (Nps) al 3%. Sugiriendo su uso potencial para restauraciones de sitios con mayor estrés, como las de Clase I y II.

Akhavan (2017) menciona que las Nps TiO_2 presentan propiedades antibacterianas, autolimpiantes y fotoelásticas únicas, dicho autor evaluó la liberación de iones de calcio, el pH y el ajuste del MTA Angelus con una formulación experimental de MTA nano-híbrido que contiene Nps SiO_2 , Al_2O_3 y TiO_2 y nano-óxidos. Obteniendo como resultado que la cantidad de iones de calcio liberados no fue significativamente diferente entre los grupos ($P = 0.060$). Todos los materiales eran alcalinos y el pH a las 24 horas fue significativamente mayor que los otros dos puntos de tiempo en todos los grupos ($P < 0.001$). El grupo experimental fue el más corto y el MTA Angelus tuvo el tiempo de fraguado más largo. Todos los materiales eran alcalinos y capaces de liberar calcio. La adición de Nps a MTA Angelus disminuyó significativamente el tiempo de fraguado, pero no tuvo ningún efecto sobre la liberación de iones de calcio o pH.

De los nanomateriales anteriormente mencionados, las nanopartículas de TiO_2 , han mostrado mejores resultados. En estudios anteriores ya se habían implementado en distintos cementos, se investigaron las propiedades mecánicas y de autolimpieza del cemento Portland blanco mediante la adición de Nps de TiO_2 disponibles en el mercado con un tamaño de partícula promedio de 80 nm a

diferentes concentraciones 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 y 3.0 %. Los resultados indicaron que al aumentar la cantidad de Nps de TiO_2 en el cemento modificado, aumentaba la propiedad de autolimpieza de las muestras. En cuanto a sus propiedades mecánicas, los resultados indicaron que la adición de Nps de TiO_2 hasta un nivel de reemplazo máximo de 1.0% mejoró la resistencia a la compresión y a la flexión y disminuyó su tiempo de fraguado. (Khataee, 2013).

En base a lo anterior, para mejorar las propiedades del MTA Angelus (Mohammad, 2017) incluyó la incorporación de Nps de TiO_2 al 1%, con el objetivo de evaluar su efecto en el tiempo de fraguado, el tiempo de trabajo, la resistencia de la unión por expulsión y la resistencia a la compresión de MTA. Obteniendo como resultado un efecto positivo en las propiedades de resistencia, logrando valores significativamente más altos en el grupo con Nps TiO_2 . Sin embargo, tuvo un efecto negativo al evaluar su efecto en el tiempo de fraguado y de trabajo, el cual aumentó.

En otro estudio de seguimiento del mismo autor (Mohammad, 2017), para asegurar que no se afectan las características ideales del MTA modificado con TiO_2 al 1%, evaluó la citotoxicidad de este material en diferentes tiempos de almacenamiento después de mezclarlos en fibroblastos gingivales humanos, llegaron a la conclusión de que no hay diferencias significativas entre el MTA con TiO_2 y sin TiO_2 con respecto a la viabilidad de los fibroblastos gingivales humanos. Es así que la incorporación de Nps de TiO_2 en MTA al 1% en peso no tiene ningún efecto negativo sobre su biocompatibilidad.

De acuerdo con lo anterior se han realizado varios estudios de las propiedades físicas, químicas y biológicas en MTA Angelus. Sin embargo, ninguno ha estudiado la microdureza de este material en presencia de nanopartículas. Así mismo, los cementos contemporáneos no han sido tan estudiados con dichas modificaciones. Como es el caso del cemento Biodentine y el MTA Viarden, los cuales se desconoce su interacción con las Nps TiO_2 .

III. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Dentro del uso de los materiales biocerámicos, la utilización de materiales llamados “bioactivos”, es decir, aquellos capaces de inducir una respuesta biológica específica en el huésped (Shen et al., 2015), representa un avance remarcable en el campo de la odontología. Una de las características principales de los materiales bioactivos es su habilidad para formar apatita (Reyes-Carmona, 2010). Dicho mineral favorece un sellado entre sustrato dentinario y el material de restauración, y su presencia ayuda a evitar una comunicación entre el tejido periodontal y el interior del órgano dental, llevando así a una recuperación eficiente de estas estructuras (Ryul y Fouad, 2014; Ferracane y Smith, 2010).

El primer cemento bioactivo en odontología fue el agregado trióxido mineral (MTA), el cual se introdujo en 1993 para su uso endodóntico, desde entonces se ha utilizado como un recubrimiento pulpar directo e indirecto, en pulpotomías, tratamiento de reabsorciones, formación radicular en apexificación, y como obturación de conductos radiculares; sin embargo, presenta inconvenientes como el tiempo de fraguado prolongado, desventaja que se ha buscado solucionar, agregando posibles aditivos para acelerar este proceso y mejorar su manejo (Nikoloudaki et al., 2014).

El hidróxido de calcio es actualmente la más utilizada medicación intraconducto y su eficacia ha sido probada por una amplia investigación científica. Cuando entra en contacto con líquidos del tejido circundante, el hidróxido de calcio es disociado en iones de calcio (Ca^{2+}) e iones hidroxilo (OH^-), y es precisamente el efecto de estos iones sobre los tejidos y microorganismos, el responsable de los resultados más sobresalientes del producto (Canalda, 2014).

Así mismo nuevos materiales basados en silicato de calcio (Asgary et al., 2008) como el Biodentine, primer sustituto bioactivo biocompatible basado y diseñado

para el tratamiento de la dentina dañada, tanto para fines de restauración como para tratamiento de conductos (Camilleri y Damidot, 2013). Se resalta que las propiedades que se buscan en estos materiales deben adaptarse a las consideradas para no causar irritación o toxicidad en los tejidos periodontales con los que entra en contacto directo; evitando también en gran medida la entrada de microorganismos que pudieran llevar al fracaso del tratamiento. Es por ello por lo que, se busca que estos materiales tengan las propiedades ideales de biocompatibilidad con los tejidos circundantes, sellado, resistencia y microdureza superficial para que no se vean afectadas al ser sometidas a las fuerzas de compresión, sin sufrir fracturas, grietas o desgastes que pudieran provocar que microorganismos externos entren y contaminen, causando fracaso del tratamiento.

Siendo así, lo más apropiado utilizar un material que tenga excelentes propiedades fisicoquímicas y que éste se utilice en condiciones óptimas especificadas por los fabricantes. Pero en realidad llega a ser difícil en casos donde los materiales entran en contacto directo con fluidos como sangre, restos de otras sustancias o medicamentos que pudieran pasar desapercibidos, como por ejemplo residuos de hipoclorito de sodio o solución fisiológica al momento de la fase de irrigación (Torabinejad et al., 1995).

La presencia de fluidos de cualquier tipo podría afectar las propiedades del cemento bioactivo como podría ser por contaminación con alguna sustancia, provocando que sus propiedades fisicoquímicas, se vean disminuidas haciendo propensa la entrada de microorganismos del exterior al interior, comprometiendo de forma significativa el tratamiento (Camilleri y Damidot, 2013; Vanderweele et al., 2006).

AGREGADO TRIOXIDO MINERAL

El agregado trióxido mineral (MTA) fue creado en la Universidad de Loma Linda (California). Este material fue descrito por primera vez en 1993 por Lee, Monsef y Torabinejad y patentado por Torabinejad y White (Lee et al., 1993). Cuando se introdujo el MTA como alternativa en la reparación de las perforaciones, éste aportó unas propiedades muy favorables que no poseían los materiales usados hasta entonces (Figura 1), como su aptitud para promover la creación de cemento, facilitando así la regeneración del tejido periodontal (Parirokh y Torabinejad, 2010).

El MTA es un polvo que consta de partículas finas hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad. La hidratación del polvo genera un gel coloidal que forma una estructura dura (Miñaga, 2002). Su composición química es básicamente una mezcla mecánica de tres ingredientes en polvo: cemento portland (75%), óxido de bismuto (20%) y yeso (5%) (Sarkar et al. 2005). Según la patente del MTA, consiste en óxido de calcio (50-75 wt%) y óxido de silicio (15-20 wt%), que en conjunto constituyen el 70-95% del cemento. Al mezclar estas materias primas; se producen silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico y aluminoferrita de tetracalcio (Linda et al., 1998).

Existen dos tipos comerciales de MTA: gris y blanco, y la diferencia radica en la presencia de hierro en el primero, que además forma la fase de tetracalciumalumino-ferrita. Por el contrario, hay ausencia de óxido de hierro en MTA blanco así como la fase tetracalciumalumino-ferrita (Chang, 2012).

El pH inicial de este cemento bioactivo es 10.2 el cual después de 3 horas aumenta a 12.5 liberando hidróxido de calcio el cual es su componente principal. El MTA ofrece un sustrato biológicamente activo para las células óseas, induciendo a la formación de tejidos duros como aposición de cemento, además de ello posee efecto antibacterial (Winik et al., 2006; Torabinejad y Ford, 1996).

La tasa de hidratación es una característica del progreso del fraguado del cemento (Taylor, 1997). Yi Min et al. (2003), en su estudio informaron que una mayor hidratación podría mejorar en gran medida su resistencia a la compresión. Se requiere suficiente agua durante el fraguado del cemento para asegurar una reacción de hidrólisis completa.

En muchas aplicaciones clínicas, el MTA se coloca en un entorno ácido en presencia de inflamación y es probable que tenga un pH bajo (Malamed, 1997).

Es posible que las variaciones en el valor de pH de los tejidos del huésped debido a condiciones patológicas preexistentes en el momento de la colocación del MTA puedan afectar sus propiedades físicas y químicas (Lee et al., 2004).

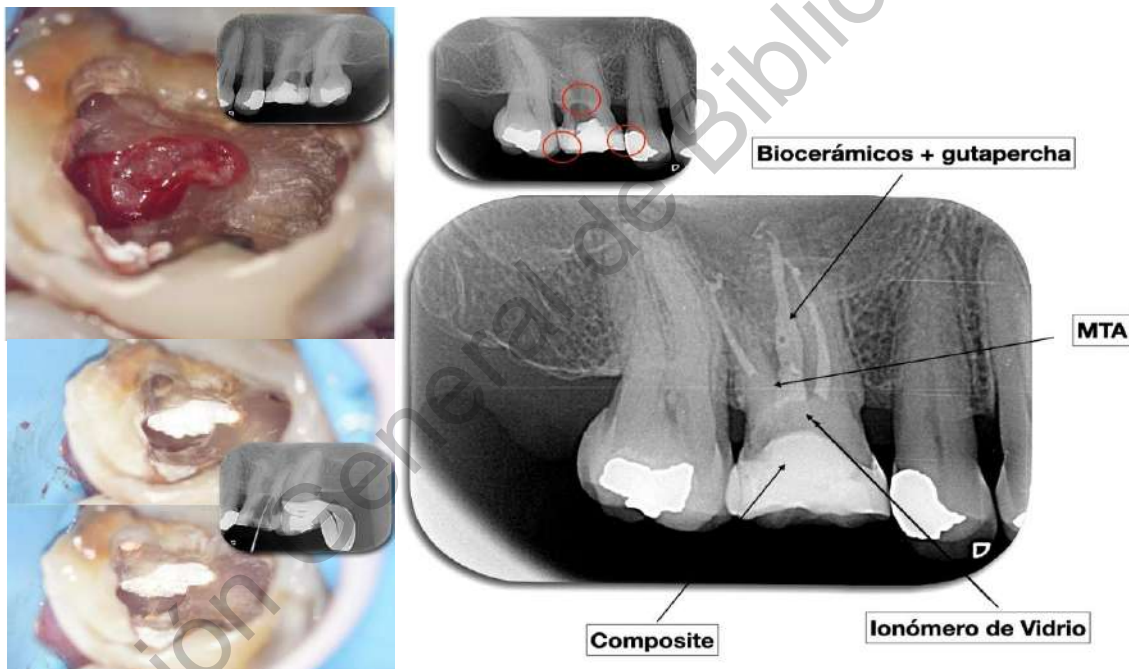


Figura 1. Sellado de perforación en piso de cámara pulpar con MTA. Imágenes obtenidas de caso clínico del Dr. Leandro Gomila Forio

La reacción de hidrólisis durante el fraguado ocurre entre el silicato tricálcico y el silicato dicálcico para formar un hidróxido de calcio y gel de hidrato de silicato cálcico, produciendo un pH alcalino. Una reacción adicional entre el aluminato

tricálcico y el fosfato de calcio forma un sulfoaluminato de calcio con alto contenido de sulfato. Los iones de calcio se filtran a través de los túbulos dentinarios, y la concentración aumenta con el tiempo a medida que el material se cura (Sarkar et al., 2005; Parirokh y Torabinejad, 2010; Grech et al., 2013).

Este cemento bioactivo, presenta un tiempo de fraguado inicial de 70 min y un tiempo de fraguado final de 175 min ocasionando este tiempo prolongado un mayor riesgo de pérdida parcial de material y alteración de la interfaz durante la fase de finalización del procedimiento (Torabinejad et al., 1995; Parirokh y Torabinejad, 2010; Grech et al., 2013).

En cuanto a la densidad y porosidad son factores críticos que determinan la cantidad de fuga y el resultado del tratamiento ya que un mayor diámetro de poro resulta en una fuga mayor que corresponde a la entrada y transmisión de microorganismos y, por lo tanto, compromete el sellado impermeable.

Se ha demostrado en diversos estudios que el MTA muestra menor microfiltración y mejor sellado que los materiales tradicionales como amalgama, materiales basados en óxido de zinc y eugenol y ionómero de vidrio convencional, cuando son utilizados con fines endodónticos (Torabinejad y Parirokh, 2010). Así mismo, el MTA presenta como ventaja una expansión durante el ajuste, la cual puede ser responsable de su buena capacidad de sellado (Shipper et al., 2004).

El MTA presenta una baja o casi nula solubilidad, lo cual es atribuido a la adición del óxido de bismuto (Rao et al., 2009). Sin embargo, el aumento de la relación agua-polvo, aumenta la liberación de calcio del MTA, lo que acelera su solubilidad. Las propiedades antibacterianas y antifúngicas de este cemento bioactivo se pueden atribuir mejor al alto pH del material, esta alta alcalinidad tiene un efecto inhibitor sobre el crecimiento de microorganismos y provoca la desinfección de la dentina (Torabinejad et al., 1995; Danesh et al., 2006; Fridland y Rosado, 2003).

Es bien sabido que las diferencias en el tamaño de partícula de los materiales son de gran importancia para las características mecánicas de los cementos conglomerados. Cuando un material tiene un tamaño de partícula similar, se obtiene una mayor resistencia mecánica debido a la reducción de las diferencias en el tamaño del grano (Dammaschke et al., 2005; Danesh et al., 2006). Un estudio informó que el MTA presenta un tamaño de partícula más homogéneo y menor que el cemento Portland (Danesh et al., 2006). Por tanto, se puede especular que las partículas más grandes y heterogéneas pueden afectar la adaptación marginal a las paredes dentinarias.

Lee et al. (2004), informan que el tamaño de las partículas de MTA, varían de 1 a 10 μm en el caso del polvo MTA gris, mientras que el polvo de MTA blanco consiste en partículas menores a 3 μm de diámetro (Camilleri et al, 2005; Spangberg, 2008). El tamaño de partícula de MTA es importante para sus aplicaciones clínicas, porque un sellado adecuado entre el material y la dentina es un factor crítico para el éxito del tratamiento (Muliya, 2014).

Es necesario que el tamaño de partícula de MTA sea más pequeña que el tamaño de los túbulos dentinarios, ya que así le permitirá penetrar en los túbulos y proporcionar un sellado adecuado. Los tamaños medios de los túbulos dentinarios de los dientes permanentes son de $2.65 \pm 0.19 \mu\text{m}$ y $2.90 \pm 0.22 \mu\text{m}$ para las capas media y profunda de la dentina coronal, respectivamente (Schilke et al., 2000). Por tanto, el tamaño de partícula de 1 μm sería ideal para proporcionar un mejor sellado (Bortoluzzi et al., 2006).

Hoy en día, existen variedades comerciales de MTA, siendo considerado uno de los "Gold standard" el MTA Angelus (Angelus, Londrina, Brasil), el cual varios autores han estudiado sus características y propiedades, así como modificaciones para mejorar dicho material. Sin embargo, existen otras marcas comerciales como el MTA Viarden (Viarden Products (México DC), el cual ha sido muy poco estudiado. A causa de la falta de instructivo por parte del MTA Viarden las proporciones y los tiempos de trabajo para su manipulación son de

manera simultánea bajo las indicaciones del MTA de las casas comerciales más conocidas (Torres-Aguilar, 2016).

Álvarez (2018), comparó el comportamiento clínico y radiográfico del MTA Viarden y Biodentine en pulpotomías en dentición temporal donde ambos materiales obtuvieron resultados similares y fueron igualmente eficientes en esta indicación terapéutica.

En otro estudio, Omar et al. (2019) compararon el MTA Viarden y MTA Angelus HP Repair a la filtración bacteriana en perforaciones endodónticas en conjunto con ionómero de vidrio tipo II fotocurable donde se observó que el MTA Angelus HP Repair presentó un mejor manejo a la hora de ser mezclado y compactado en el área afectada debido a que contiene partículas de menor tamaño, sin embargo, concluyeron que ambos son efectivos a la filtración bacteriana en perforaciones laterales. Así mismo, el MTA Viarden es confiable y permite al profesional disminuir costos, ya que ofrece un precio más accesible.

BIODENTINE

El Biodentine es un material basado en silicato de calcio relativamente nuevo que fue lanzado al mercado en el 2009, el cual fue diseñado específicamente como un producto de reemplazo de dentina en relación con sus propiedades mecánicas. Sus aplicaciones son amplias, incluyen reparación endodóntica como lo es en casos de perforaciones radiculares, apexificaciones, reabsorciones y obturaciones retrogradas; también es usado como protección pulpar o en casos de restauración como reemplazo de dentina (Septodont, 2010).

Este material se comercializa en cápsulas monodosis y de igual manera, el fabricante indica que, para su uso correcto, la mezcla del polvo y líquido debe ser en un amalgamador durante 30 segundos (Teixeira et al., 2003).

El Biodentine surge para intentar superar las desventajas presentes en el MTA, siendo su composición polvo-líquido la siguiente (Camilleri et al., 2008; Pradelle-Plasse et al., 2009):

Polvo	
Silicato Tricalcio	Núcleo principal del material
Silicato Dicalcio	Segundo núcleo del material
Carbonato de Calcio	Relleno
Óxido de hierro	Radiopacificador
Óxido de Circonio	Radiopacificador
Líquido	
Agua destilada	Acelerador
Cloruro de calcio	
Polímero hidrosoluble	Agente reductor de agua

El Biodentine presenta un tiempo de fraguado corto, el cual nos da un tiempo de trabajo de entre 9 y 12 minutos, siendo esta una ventaja sobre otros materiales (Septodont, 2010).

En comparación con MTA, Biodentine exhibe una mejor manipulación y los estudios histopatológicos han demostrado su nivel favorable de biocompatibilidad (Mori et al, 2014; Zhou, 2013).

Una característica específica de Biodentine es su capacidad para continuar mejorando con el tiempo. En términos de resistencia, aumenta 100 MPa en la primera hora y 200 MPa a las 24 horas y continúa mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes, que es comparable a la resistencia a la compresión de la dentina natural, es decir 297 MPa (Septodont, 2010).

Otra característica de este cemento es la radiopacidad, la cual es una propiedad importante que se espera de un material retrógrado o de reparación, ya que estos materiales generalmente se aplican en espesores bajos y deben distinguirse fácilmente de los tejidos circundantes. El óxido de circonio se usa como radiopacificador en Biodentine, el cual posee características biocompatibles y está indicado como material bioinerte con propiedades mecánicas favorables y resistencia a la corrosión, a diferencia de otros materiales en los que se prefiere el óxido de bismuto como radiopacificador. (Camilleri y Damidot, 2013).

Sin embargo, en el estudio de Sarkar et al. (2005) se observó radiográficamente que la radiopacidad del Biodentine no es adecuadamente visible. Esto planteó dificultades en términos de aplicaciones prácticas. Dicho argumento fue respaldado por Kaup (2015), donde se afirmó que la radiopacidad de Biodentine era menor en comparación con otros materiales de reparación.

Otra propiedad importante es la solubilidad, ya que juega un papel fundamental en la estabilidad dimensional, en el caso de Biodentine se ha determinado que, al entrar en contacto con fluidos de tejidos sintéticos, este presenta una deposición de sustancias como Hidroxiapatita en la superficie del material (Camilleri et al., 2013).

Así mismo, el grado de porosidad que el material presente también juega un papel importante en la cantidad de fugas que se puedan presentar, al ser el sellado una característica para el éxito de un tratamiento, es por eso que se han realizado estudios para comparar el grado de porosidad del Biodentine, en el que se determinó que el IRM y el Biodentine presentan niveles muy bajos de porosidad al ser utilizado en ambientes húmedos, sin embargo, cuando se utiliza en ambientes secos hay cambios en la microestructura del material y esto ocasiona mayor porosidad facilitando así el paso de microorganismos (Camilleri, 2013).

Debido al contacto directo de la dentina con los materiales a base de silicato de calcio, es fundamental considerar los efectos del hidróxido de calcio liberados sobre el colágeno de la dentina, el cual se ha demostrado que tiene efectos debilitantes en la resistencia de la dentina radicular (Doyon et al., 2005; Soares et al., 2007).

En un estudio realizado por Sawyer et al. (2012), analizaron la influencia que tiene el contacto prolongado de la dentina con los selladores a base de silicato de calcio, para ello compararon Biodentine contra MTA y determinaron que ambos alteran la resistencia y rigidez de la dentina.

La resistencia a la flexión es otra propiedad para considerar ya que es la responsable de disminuir el riesgo de fractura en el uso clínico. Walker et al. (2006), demostraron que la resistencia a la flexión de MTA es de 14.27 MPa cuando las muestras fueron expuestas a humedad después de 24 horas de tiempo de fraguado. Sin embargo, se ha encontrado que la resistencia a la flexión de Biodentine registrada después de dos horas es de 34 MPa lo cual es mayor (Septodont, 2010).

En el análisis de Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) realizado por Rocha et al. (2015) observaron que la estructura del Biodentine presenta una forma fibrilar e irregular en apariencia de cristal, mientras que en el MTA Angelus se puede observar una estructura porosa, irregular y gránulos sueltos que se identifican como Bismuto (Figura 2 y Figura 3).

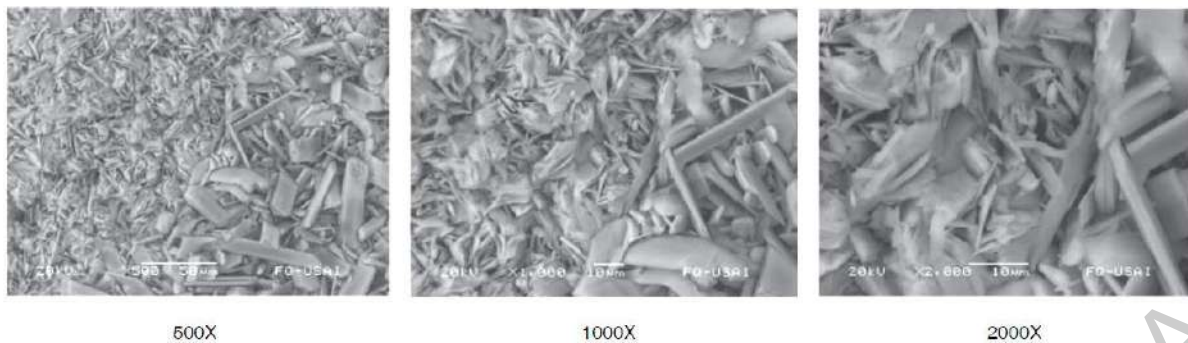


Figura 2. Micrografías electrónicas de Barrido con magnificaciones de 500X, 1000X y 2000X del Biodentine (Rocha et al., 2015).

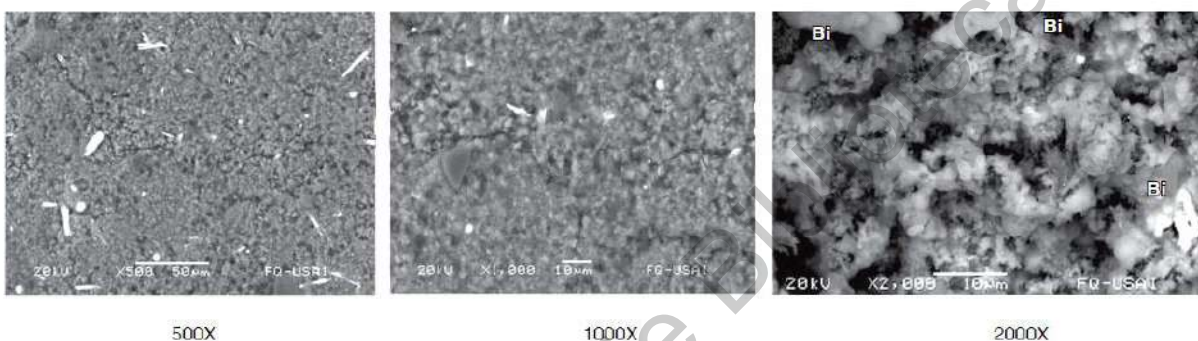


Figura 3. Micrografías electrónicas de Barrido con magnificaciones de 500X, 1000X y 2000X de MTA Angelus (Rocha et al., 2015).

NANOMATERIALES EN ODONTOLOGÍA

En la constante búsqueda de seguir mejorando las propiedades de los materiales endodónticos y desarrollar nuevas alternativas (Zhang, 2010) llega la Nanotecnología. La cual es una de las ciencias aplicadas dedicada al control y manipulación de la materia a nivel de átomos y moléculas, la cual permite la creación de materiales, dispositivos y sistemas a escala del nanómetro, mediante el aprovechamiento de nuevos fenómenos y propiedades físicas, químicas y biológicas a esa escala de longitud (Mendonça, 2008).

Las nanopartículas (Nps) como una de las estrategias novedosas han estado en el centro de atención en las últimas décadas debido a sus propiedades innovadoras y funcionales, partículas con dimensiones de 1–1000 nm (comúnmente 5–350 nm de diámetro), hechas de cualquier tipo de sustancia biocompatible (Abeylath, 2008).

En odontología, la utilización de las Nps es un campo potencial para el desarrollo de nuevos materiales de restauración, implantes dentales, materiales endodónticos, quirúrgicos, preventivos, entre otros, debido a sus propiedades antibacteriales y terapéuticas (García-Contreras, 2011). Siendo esta ciencia una gran oportunidad para la producción de materiales dentales con propiedades fisicoquímicas mejoradas (Khademolhosseini, 2012).

Como es el caso de las resinas, que al añadirles Nps de TiO_2 como aditivo inorgánico presenta varias propiedades prometedoras, ya que es químicamente estable, biocompatible y no tóxico (Yang et al, 2001; Zhang y Gao, 2001).

La incorporación de Nps llena los espacios y crea una masa menos porosa y densa de los materiales que conduce a un aumento en el módulo de elasticidad (Wang et al., 2006). Según la literatura, también los componentes nanométricos de un material proporcionan una mejor penetración y permiten una liberación lenta y controlada de los componentes activos en los sitios de acción (Dizaj et al., 2014, Hallaj-Nezhadi et al., 2013).

Las Nps tienen amplias aplicaciones en el control de infecciones, especialmente en el entorno complejo de la cavidad oral mediante el uso de sus capacidades biocidas, antiadherentes y de distribución. Además, el potencial antibacteriano de algunas Nps, como las de los metales, es de gran importancia para combatir las infecciones crónicas (Zhang et al., 2010).

Algunos de los esfuerzos para mejorar las propiedades de los cementos bioactivos incluyen la incorporación de algunas Nps como plata, zinc y dióxido de titanio (Mestieri, 2014; Bahador et al., 2015).

Se ha intentado mejorar las propiedades del MTA incorporando nanomateriales en su estructura; por ejemplo, se ha demostrado que la incorporación de Nps de dióxido de silicio (SiO_2) mejora la microestructura y acelera el proceso de hidratación y la adición de Nps de plata (Ag) o quitosano mejora la actividad antibacteriana (Samiei et al., 2013).

Por otro lado, en otro estudio, Samiei et al. (2017), analizaron la resistencia a la compresión del MTA con Nps de Zeolita-plata-zinc, donde se obtuvo un resultado desfavorable, por lo que no recomiendan esta modificación del material en casos donde esta propiedad física sea importante como lo es en la reparación de perforaciones a nivel de furca, recubrimiento pulpar y apexogénesis.

Wu et al. (2014) demostraron el efecto antibacterial de las Nps de plata (Ag) al 0.02% en gel como medicamento, donde se produjo una alteración significativa de la estructura de la biopelícula de *E. faecalis* y la muerte de las bacterias residentes en la estructura del biofilm.

Diferentes óxidos a nanoescala como las nanopartículas de SiO_2 , TiO_2 y Al_2O_3 se han incorporado en las formulaciones de materiales dentales y cementos para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas y el éxito clínico a largo plazo. Estas nanopartículas proporcionan mayor área superficial y mayor reactividad y excitabilidad (Corrêa, 2015). Se demostró que la adición de nano- Al_2O_3 a los cementos aumenta la resistencia a la compresión y el módulo de elasticidad de los cementos.

En otro estudio realizado por Akhavan (2016), se demostró que la adición de nano- SiO_2 al 3% en peso a los cementos aumenta la reactividad y la resistencia a la compresión de los cementos de 7 y 28 días y disminuye el tamaño de los cristales de Portland.

Santos-Cruz et al. (2017) evaluaron la toxicidad de los nanocristales de sulfuro de hierro (FeS_2) *in vitro*, utilizaron una línea celular de fibroblastos de ratón demostrando que los nanocristales son biocompatibles, lo que indica aplicaciones potenciales en biomedicina.

Analizando la eficacia de sellado del MTA, Mahsa (2017) comparo el MTA con y sin Nps de plata utilizando un enfoque de fuga bacteriana. Obteniendo como resultado del estudio *in vitro*, que agregar Nps de plata al MTA disminuye su capacidad de sellado.

Por otra parte, la adición de nanocristales de FeS_2 al MTA blanco (Figura 4), no afecta negativamente sus propiedades físicas; por el contrario, parecen mejorar algunas de estas propiedades como el tiempo de fraguado y el módulo de almacenamiento. Así mismo, no induce efectos citotóxicos en células pulpares humanas y fibroblastos gingivales humanos y disminuye el crecimiento bacteriano de *S. aureus*, *E. coli* y *E. faecalis* en MTA blanco (Argueta-Figueroa et al., 2018).

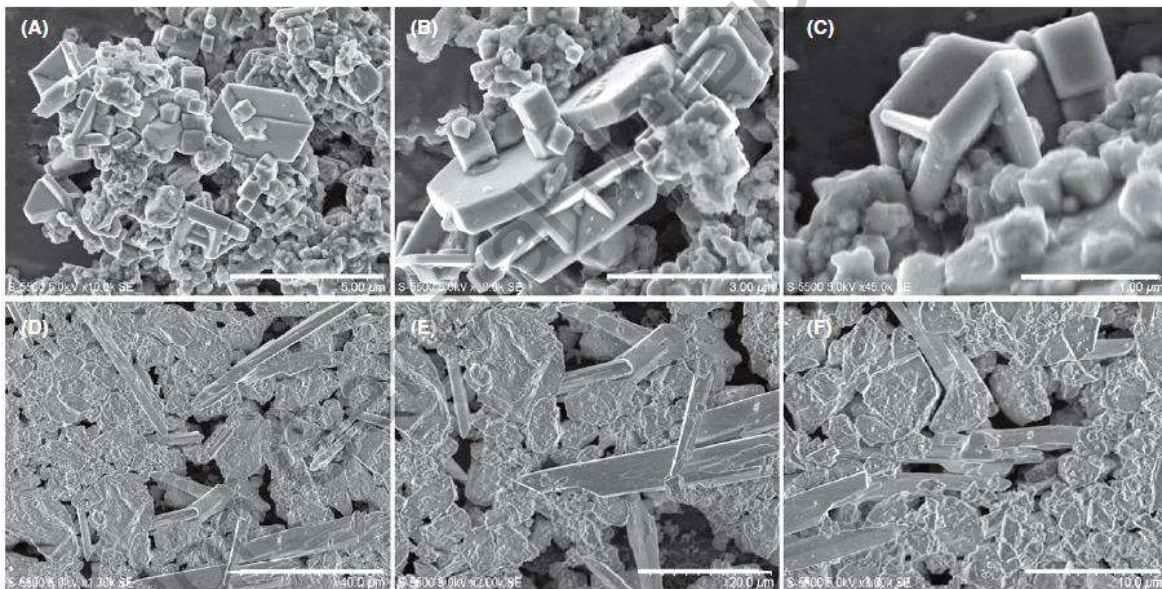


Figura 4. Microscopía electrónica de Barrido. (A-C) nanocristales de disulfuro de hierro (FeS_2). (D-F) agregado trióxido mineral blanco (MTA W) con nanocristales de FeS_2 (Argueta-Figueroa et al., 2018).

Analizando todos estos estudios, podemos confirmar la relevancia de las propiedades fisicoquímicas presentes en los materiales, así como sus modificaciones cuando son añadidas estas nanopartículas.

MICRODUREZA

Una propiedad física importante en estos cementos bioactivos es la microdureza superficial, la cual es la oposición que ofrecen los materiales a alteraciones como la penetración, abrasión y deformación. Una disminución de la microdureza puede resultar en un aumento de la solubilidad y una disminución del sellado apical (Hamouda, 2011). La microdureza de un material no es una medida de una sola propiedad. Está influenciado sustancialmente por otras propiedades fundamentales, como la resistencia a la tracción, el límite y módulo de elasticidad (Bentz, 2007), así como la estabilidad de la estructura cristalina (Gilman, 1997).

La microdureza no depende de defectos macroscópicos (como la porosidad causada por el atrapamiento de burbujas de aire durante la fundición), esta propiedad mide el límite elástico local de un pequeño volumen de material y, por lo tanto, depende más de las propiedades intrínsecas del material que del estado general de toda la muestra (Formosa et al, 2013). Sin embargo, dicha propiedad no ha sido analizada en materiales bioactivos con Nps añadidas.

Para determinar el valor numérico de la dureza Vickers (*HV*) se obtiene con la siguiente fórmula:

$$HV = 1.8544 \times \frac{F}{d^2}$$

HV, número de dureza Vickers; **1.8544**, constante de Vickers (de la geometría del indentador); **F**, fuerza en Newtons; **d**, media aritmética de las dos diagonales, en milímetros (mm) de acuerdo a la norma ISO 9001- 2015.



Figura 5. Microdurómetro Vickers CV400DM e imagen de indentación.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

IV. HIPÓTESIS

IV.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO

El cemento bioactivo Biodentine™ modificado con nanopartículas de dióxido de titanio presenta mayor microdureza superficial en comparación con el MTA Angelus® White y MTA Viarden modificados con Nps de TiO₂ al 1% en peso.

V. OBJETIVOS

V.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la microdureza superficial de los cementos bioactivos Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden modificados con Nps de TiO₂ al 1% en peso.

V.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener muestras homogéneas de cementos bioactivos Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden modificados con Nps de TiO₂ de 25 nm al 1% en peso.
- Comparar la microdureza superficial de los cementos bioactivos Biodentine™, Angelus® White y MTA Viarden modificada con Nps de TiO₂ de 25nm al 1% en peso con los cementos bioactivos Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden sin Nps de TiO₂.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI. 1 DISEÑO

Experimental *in vitro*.

VI.2 UNIVERSO

Cementos bioactivos: Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden, mezclados según el fabricante y modificadas con Nps de TiO₂ al 1.0% en peso.

Muestras cilíndricas de 6mm de alto x 4 mm de diámetro estandarizadas según la norma ISO 9917-1:2007, elaboradas en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina; Universidad Autónoma de Querétaro, con cementos bioactivos: Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden, mezclados según el fabricante y modificadas con Nps de TiO₂ al 1.0%.

VI.3 TAMAÑO DE LA MUESTRA

DEFINICIÓN DEL GRUPO EXPERIMENTAL

45 muestras divididas en 3 grupos de 15 cada uno.

- GRUPO BD Nps: 15 muestras cilíndricas fabricadas con Biodentine™ modificado con nanopartículas de TiO₂ al 1%.
- GRUPO MTA-W Nps: 15 muestras cilíndricas fabricadas con MTA Angelus® White modificado con nanopartículas de TiO₂ al 1%.

- GRUPO MTA V Nps: 15 muestras cilíndricas fabricadas con MTA Viarden modificado con nanopartículas de TiO_2 al 1%.

DEFINICIÓN DEL GRUPO CONTROL

30 muestras divididas en 3 grupos de 10 cada uno.

- GRUPO BD: 10 muestras cilíndricas fabricados con Biodentine™ según el fabricante (Sin adición de Nps de TiO_2).
- GRUPO MTA-W: 10 muestras cilíndricas fabricadas con MTA Angelus® White según el fabricante (Sin adición de Nps de TiO_2).
- GRUPO MTA V: 10 muestras cilíndricas fabricadas con MTA Viarden según el fabricante (Sin adición de Nps de TiO_2).

VI.3.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN

- **CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

Muestras cilíndricas de cemento bioactivo Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden mezcladas según el fabricante (sin adición de Nps de TiO_2), que cumplan estrictamente con las dimensiones que establece la norma ISO 9917-1:2007.

Muestras cilíndricas de cemento bioactivo Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden mezcladas según el fabricante y modificadas con nanopartículas de TiO_2 que cumplan estrictamente con las dimensiones que establece la norma ISO 9917-1:2007.

- **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

Muestras que se fracturen o contaminen durante su fabricación.

Muestras que presenten fisuras e irregularidades en la superficie.

- **CRITERIOS DE ELIMINACIÓN**

Muestras que durante su manipulación sufran algún daño que imposibilite evaluar la dureza superficial.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VI.4 VARIABLES ESTUDIADAS

Dependiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Unidad de medida
Microdureza Superficial	Resistencia que opone el material a su deformación plástica permanente superficial por rayado o penetración. (Chandler, 1999).	Se emplea como penetrador un diamante con forma de pirámide cuadrangular sobre la superficie de la muestra.	Cuantitativa, Continua	De razón	Vickers (HV)

Independientes

Variables (Cementos Bioactivos)	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Unidad de medida
Biodentine™ Septodont	Material sustituto bioactivo de la dentina. Polvo: silicato tricálcico, silicato	- Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante. Colocar en moldes de 6 x 4 mm.	Cualitativa	Nominal	—

	<p>dicálcico, carbonato cálcico, óxido cálcico, óxido de hierro y óxido de circonio.</p> <p>Líquido: cloruro de calcio y un polímero hidrosoluble.</p>	<p>Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación.</p> <p>-Mezclar el cemento bioactivo modificado con Nps TiO₂ 1% en peso.</p> <p>Colocar en moldes de 6 x 4 mm.</p> <p>Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación.</p>			
<p>MTA Angelus® White</p>	<p>Material de reparación radicular.</p> <p>Polvo: óxido de bismuto, silicato tricálcico, silicato dicálcico, dialuminato de calcio y sulfato de calcio deshidratado.</p> <p>Líquido: agua</p>	<p>-Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante.</p> <p>Colocar en moldes de 6 x 4 mm.</p> <p>Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación.</p>	Cualitativa	Nominal	—

	estéril.	-Mezclar el cemento bioactivo modificado con Nps TiO ₂ 1% en peso. Colocar en moldes de 6 x 4 mm. Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación.			
MTA Viarden	Material de reparación radicular. Polvo: óxido de bismuto, silicato tricálcico, silicato dicálcico, dialuminato de calcio y sulfato de calcio deshidratado. Líquido: agua estéril.	-Mezclar el material bajo las instrucciones del fabricante. Colocar en moldes de 6 x 4 mm. Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación. -Mezclar el cemento bioactivo modificado con Nps TiO ₂ 1% en peso. Colocar en	Cualitativa	Nominal	—

		moldes de 6 x 4 mm. Fraguar las muestras en condiciones libres de contaminación.			
--	--	---	--	--	--

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VI.5 PROCEDIMIENTO

FASE 1. Elaboración de moldes cilíndricos para las muestras

Se fabricaron por medio de impresión 3D los modelos cilíndricos (en positivo) con las medidas establecidas por la norma ISO 9917:1:2007 (Dentistry —Water-based cements — Part 1: Powder/liquid acid-base cements) de 6mm de altura x 4 mm de diámetro. Se mezcló silicón pesado de polivinilsiloxano (Elite double 22, Zhermarck) en proporción 1:1 como lo indica el fabricante hasta la obtención de una masa homogénea.

Se realizó una impresión de los modelos cilíndricos utilizando el polivinilsiloxano previamente mezclado para obtener la impresión en negativo.

Posteriormente se retiró el modelo obtenido de la impresión 3D hasta completar el tiempo de trabajo del silicón de polivinilsiloxano esto con la finalidad de no afectar la estabilidad dimensional de la impresión obtenida (Figura 6).

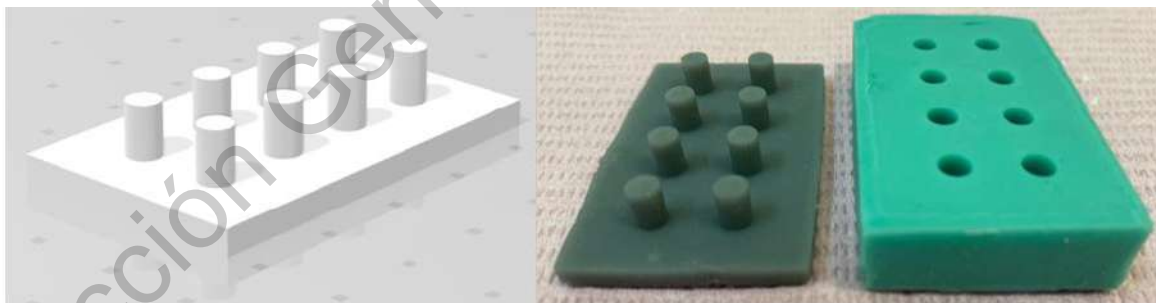


Figura 6. Elaboración de moldes: Diseño digital, Impresión 3D, Molde para realizar 8 muestras.

FASE 2. Obtención de las nanopartículas de TiO_2

Las nanopartículas de TiO_2 comerciales de la marca Sigma-Aldrich fueron brindadas por el laboratorio de investigación interdisciplinaria, del área de nanoestructuras y biomateriales, de la escuela nacional de estudios superiores – UNAM, Unidad León. Las cuales presentan forma cúbica y un tamaño promedio de 22.8 ± 5.86 nm, coincidiendo con lo que describe la casa comercial (25 nm) (Figura 7).

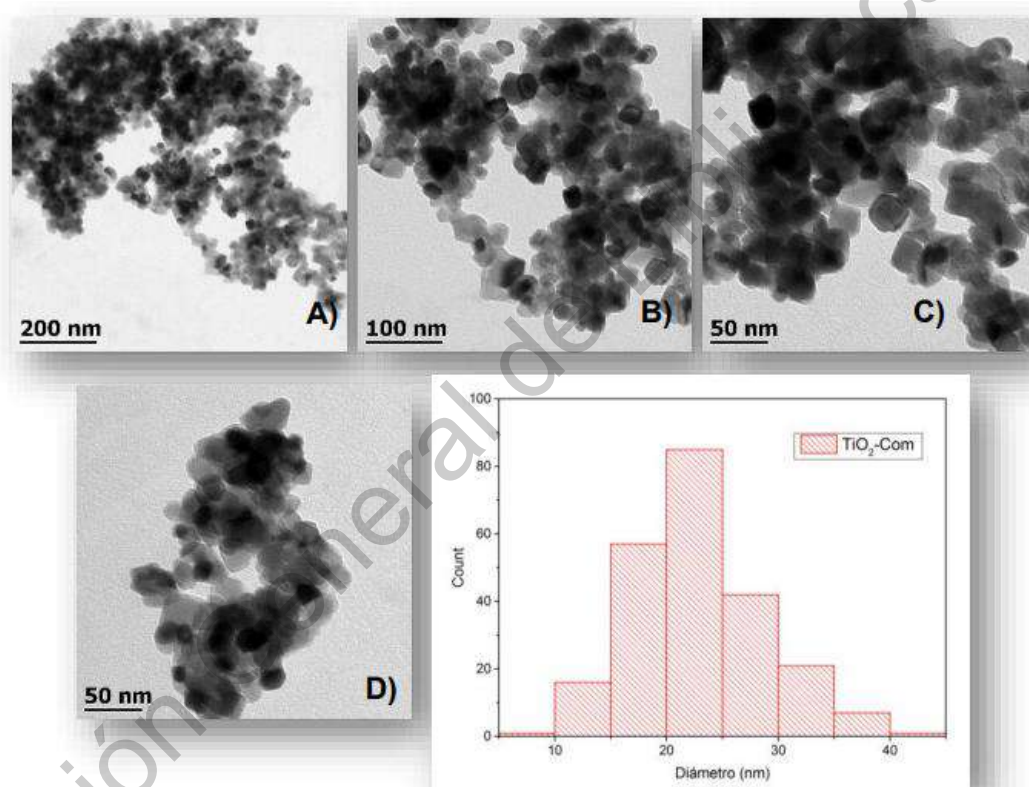


Figura 7. A), B), C) y D) Micrografías de TEM de Nps de TiO_2 a diferentes magnificaciones E) Histograma de tamaño de Nps de TiO_2 .

FASE 3. Preparación de las muestras

Se realizaron para el grupo experimental 15 muestras cilíndricas, obtenidas del molde previamente fabricado con polivinilsiloxano, de cada cemento bioactivo modificado con Nps TiO_2 al 1% (BD Nps, MTA W Nps, MTA V Nps) y 10 muestras cilíndricas de cemento bioactivo para el grupo control (BD, MTA W, MTA V) (Figura 8).

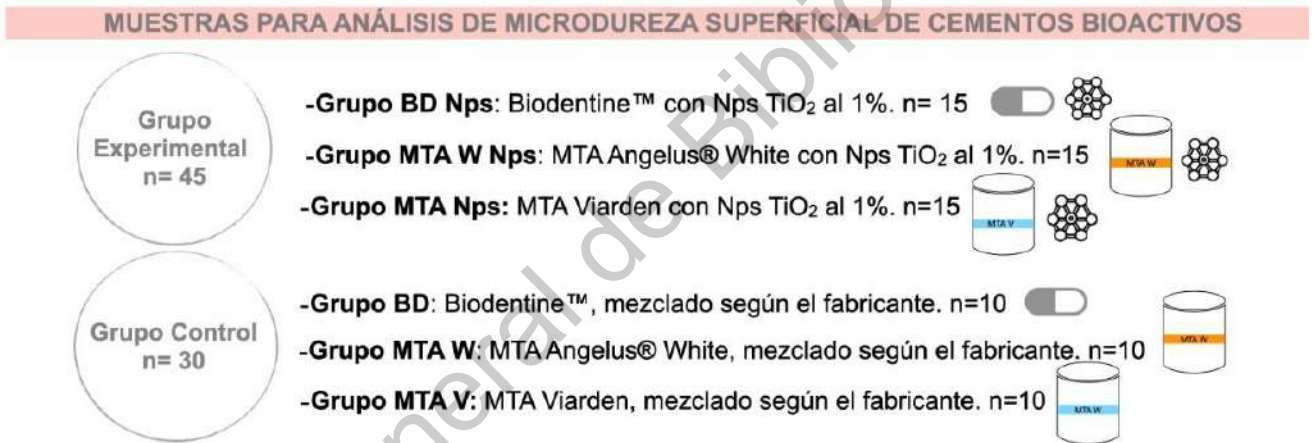


Figura 8. Contenido del grupo experimental y control para el análisis de microdureza superficial de cementos bioactivos modificados con TiO_2 y sin modificar.

3.1 ELABORACIÓN DE LAS MUESTRAS

-GRUPO EXPERIMENTAL:

Se obtuvo el 1% en peso de las Nps de TiO_2 (0.001760 g), el 99% de peso del polvo de cada cemento bioactivo (0.17424 g) (Figura 9 A y B) y los microlitros de líquido requeridos para cada muestra (75 μl).

Se realizó la mezcla de polvo-polvo (Cemento-Nps) con el líquido según las instrucciones del fabricante de cada cemento bioactivo.



Figura 9. Pesaje exacto para cada muestra experimental. A) Peso del cemento bioactivo 99%, B) Peso de Nps TiO_2 al 1.0%.

- GRUPO BD Nps:

1. Se colocó en un frasco de Eppendorf el polvo de Biodentine™ y las Nps de TiO_2 1%, los cuales fueron mezclados en un agitador- vibrador para tubos Vortex durante 30 segundos. Posteriormente, se retiró el polvo obtenido y se colocó el líquido en el mismo frasco de Eppendorf para evitar que se quedaran residuos del polvo.

2. El polvo-líquido fue mezclado en un vibrador de tipo Technomix, a una velocidad de unas 4000 a 4200 oscilaciones/min. durante 30 segundos.

3. Se abrió la cápsula y se verificó la consistencia del material, se tomó el material Biodentine™ modificado y se vertió en el molde cilíndrico, se condensó evitando dejar espacios vacíos o burbujas, con ayuda de un instrumento tipo glick, se repitió este paso hasta llenar por completo 15 moldes cilíndricos.

5. Se dejó fraguar el cemento Biodentine™ según el tiempo indicado por el fabricante.

- GRUPO MTA W Nps:

1. Se colocó en un frasco de Eppendorf el polvo de MTA Angelus® White y las Nps de TiO₂ 1%, los cuales fueron mezclados en un agitador-vibrador para tubos Vortex durante 30 segundos. Posteriormente, se retiró el polvo obtenido y se colocó el líquido en el mismo frasco de Eppendorf para evitar que se quedaran residuos del polvo.

2. El polvo obtenido se distribuyó sobre una loseta previamente estéril.

3. Se fue incorporando y mezclando gradualmente el líquido al polvo con una espátula de metal estéril durante 30 segundos.

4. Se llevó una toma de la mezcla de MTA Angelus® White modificado a los moldes cilíndricos por medio de la espátula.

5. Se condensó evitando dejar espacios vacíos o burbujas. Se repitió este paso hasta llenar por completo 15 moldes cilíndricos.

7. Se dejó fraguar el cemento MTA Angelus® White según el tiempo indicado por el fabricante.

- GRUPO MTA V Nps:

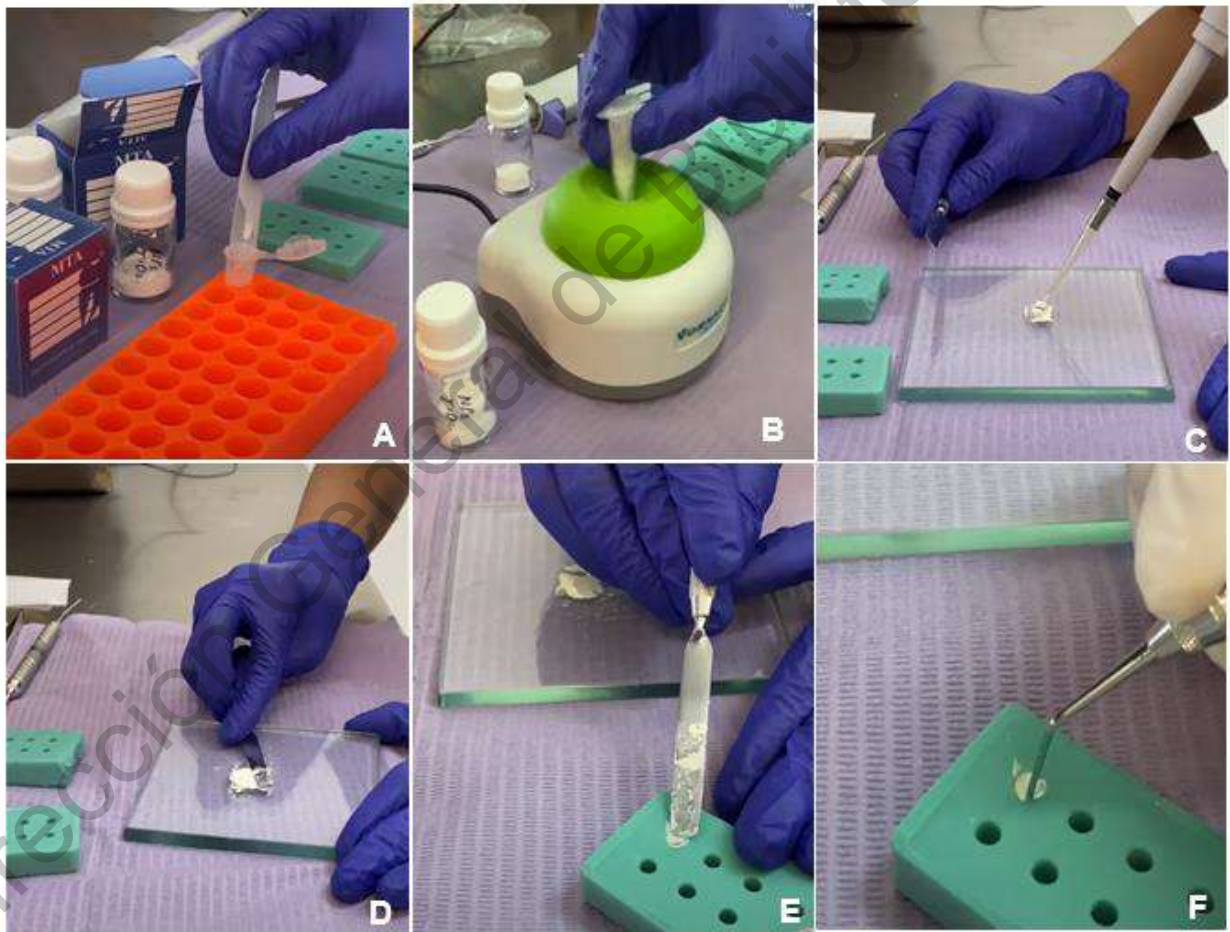
De la misma manera que el MTA anterior fue la preparación de este grupo de muestras.

1. Se colocó en un frasco de Eppendorf el polvo de MTA Viarden y las Nps de TiO₂ 1%, los cuales fueron mezclados en un agitador-vibrador para tubos Vortex durante 30 segundos (Figura 10 A y B).

2. Posteriormente, se retiró el polvo obtenido y se colocó el líquido en el mismo frasco de Eppendorf para evitar que se quedaran residuos del polvo.

2. El polvo obtenido se distribuyó sobre una loseta previamente estéril.

3. Se fue incorporando y mezclando gradualmente el líquido al polvo con una espátula de metal estéril durante 30 segundos (Figura 10 C y D)
4. Se llevó una toma de la mezcla de MTA Viarden modificado a los moldes cilíndricos por medio de la espátula (Figura 10 E).
5. Se condensó evitando dejar espacios vacíos o burbujas con ayuda de un instrumento tipo glick. Se repitió este paso hasta llenar por completo 15 moldes cilíndricos (Figura 10 F).
6. Se dejó fraguar el cemento MTA Viarden según el tiempo indicado por el fabricante (Figura 10 G).



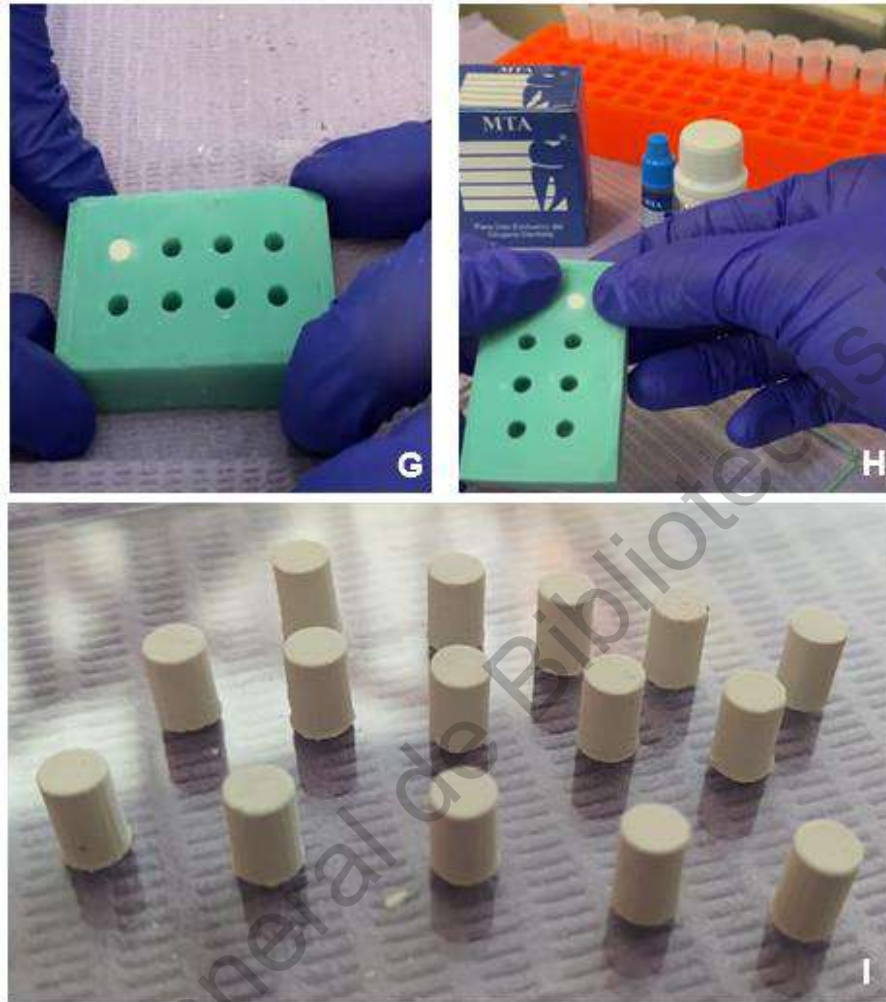


Figura 10. Preparación de las muestras del grupo experimental: A) Cemento bioactivo y Nps TiO_2 en frasco de Eppendorf, B) Mezcla de polvos en agitador vórtex, C-D) Incorporación líquido al polvo, mezclado por 30 segundos, E) Colocación del cemento modificado en el molde con espátula, F) Condensación del cemento en el molde, G) Muestra fraguando según el fabricante, H) Remoción de la muestra del molde, I) Verificación de las dimensiones de las muestras.

-GRUPO CONTROL:

Se realizó la mezcla de polvo-líquido según las instrucciones del fabricante de cada cemento bioactivo.

- GRUPO BD: Biodentine™

1. Se tomó una cápsula y se golpeó levemente en una superficie dura para descomprimir el polvo. Se abrió la cápsula y se colocó en un soporte blanco.
2. Se separó una monodosis de líquido y se golpeó levemente a nivel del tapón sellado para que la totalidad del líquido descienda al fondo de la monodosis. Se abrió girando el tapón sellado, cuidando de que no se escape ninguna gota, se vertió el líquido en la cápsula que posteriormente fue cerrada.
3. Se colocó la cápsula en un vibrador de tipo Technomix, a una velocidad de unas 4000 a 4200 oscilaciones/ mn. Durante 30 segundos.
4. Se abrió la cápsula y se verificó la consistencia del material, se tomó el material Biodentine™ con la espátula y se vertió en el molde cilíndrico, se condensó el cemento evitando dejar espacios vacíos o burbujas, con ayuda de un instrumento tipo glick, se repitió este paso hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos.
5. Se dejó fraguar el cemento Biodentine™ según el tiempo indicado por el fabricante.



Previamente, se realizó un grupo BD (control), mezclado de la misma manera que los otros grupos control (MTA W, MTA V) donde se observaron grietas y partículas no reconocidas sobre la superficie. Atribuyendo dichas modificaciones al modo de incorporar los componentes con espátula y loseta, así como posible contaminación de los tubos donde se almacenaron.

Figura 11. Grupo control BD mezclado con espátula y loseta; A y B) partículas no reconocidas y grietas sobre la superficie de la muestra, C) Tubo con muestras BD posiblemente contaminado.

- GRUPO MTA-W: MTA Angelus® White

1. Se colocó polvo de MTA Angelus® White en una loseta de vidrio previamente esterilizada, posteriormente se vertió el líquido a la loseta, el cual se incorporó gradualmente al polvo con ayuda de una espátula de metal estéril.
2. Se mezcló el material durante 30 segundos.
3. Se llevó una toma de la mezcla al molde cilíndrico por medio de la espátula.
4. Se condensó el cemento evitando dejar espacios vacíos o burbujas con ayuda de un instrumento tipo glick. Se repitió este paso hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos.
5. Se dejó fraguar el cemento MTA Angelus® White según el tiempo indicado por el fabricante.

- GRUPO MTA V: MTA Viarden

1. Se colocó polvo de MTA Viarden en una loseta de vidrio previamente esterilizada, posteriormente se vertió el líquido a la loseta, el cual se incorporó gradualmente al polvo con ayuda de una espátula de metal estéril.
2. Se mezcló el material durante 30 segundos.
3. Se llevó una toma de la mezcla al molde cilíndrico por medio de la espátula.
4. Se condensó el cemento evitando dejar espacios vacíos o burbujas con ayuda de un instrumento tipo glick. Se repitió este paso hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos.
5. Se dejó fraguar el cemento MTA Viarden según el tiempo indicado por el fabricante.

FASE 4: EXTRACCION Y ESTANDARIZACION DE LAS MUESTRAS

1. Una vez fraguado el material siguiendo el tiempo indicado por las instrucciones del fabricante, se removieron las muestras de los moldes cilíndricos de polivinilsiloxano (Figura 10H).
2. Se verificó que cada muestra cumpliera con las dimensiones de 6mm de altura x 4 mm de diámetro interno establecida según la norma ISO 9917: 2007, con ayuda de un calibrador Vernier (Figura 10I).

FASE 5: ALMACENAMIENTO DE MUESTRAS

Las muestras se almacenaron en tubos para centrifuga en los cuales para obtener un ambiente húmedo se colocaron 8 ml de agua destilada distribuyéndola de tal forma que no estuvieran en contacto directo con las muestras; para esto se colocaron 4 ml de agua destilada en el fondo del tubo y se colocó una torunda de algodón en la cual el agua quedó embebida, después se colocaron 5 muestras de cada grupo y se colocaron torunda encima con otros 4 ml de agua destilada, los tubos se cerraron y se etiquetarán de acuerdo a la muestra que contenía cada uno (Figura 12). Este procedimiento se repitió para cada uno de los grupos. Posteriormente, las muestras fueron llevadas a una incubadora a 36°C en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina; Universidad Autónoma de Querétaro durante 28 días.

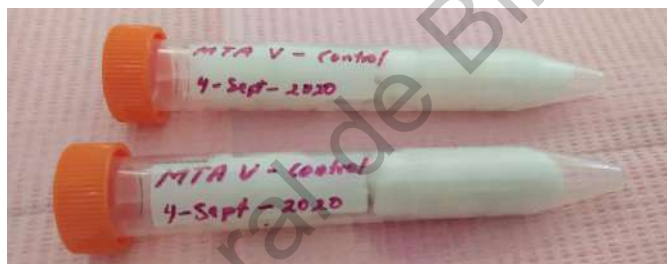


Figura 12. Colocación de muestras en tubos etiquetados.

FASE 6: MEDICION Y ANALISIS

A los 28 días se sacaron las muestras de la incubadora y se sometieron cada una a una prueba de microdureza superficial con un Microdurómetro Vickers CV400DM del Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina; Universidad Autónoma de Querétaro.

Se empleó como elemento indentador una pirámide regular de diamante, de base cuadrada, cuyas caras laterales forman un ángulo de 136°.

Cada muestra fue previamente pulida con una lija fina 3M™ de grano 150.

En la penetración del indentador contra cada una de las muestras, este dejó una impresión cuadrada, la cual con la ayuda de un grafito (lápiz de grafito Bic

Evolution 2 HB) colocado previamente en el indentador, resultó más fácil y preciso la medición.

La medición de la microdureza se realizó a una escala Vickers HV0.5. La máquina aplicó automáticamente la carga, la retuvo durante 15 segundos (de acuerdo con lo recomendado por la norma ISO 9917- 1:2007) y la soltó, controlando automáticamente las velocidades de carga y descarga.

Una vez realizada la indentación, se midieron las diagonales de la impresión cuadrada que resulta sobre la superficie de cada muestra y se calculó el promedio (media aritmética) de las medidas obtenidas (Figura 13).

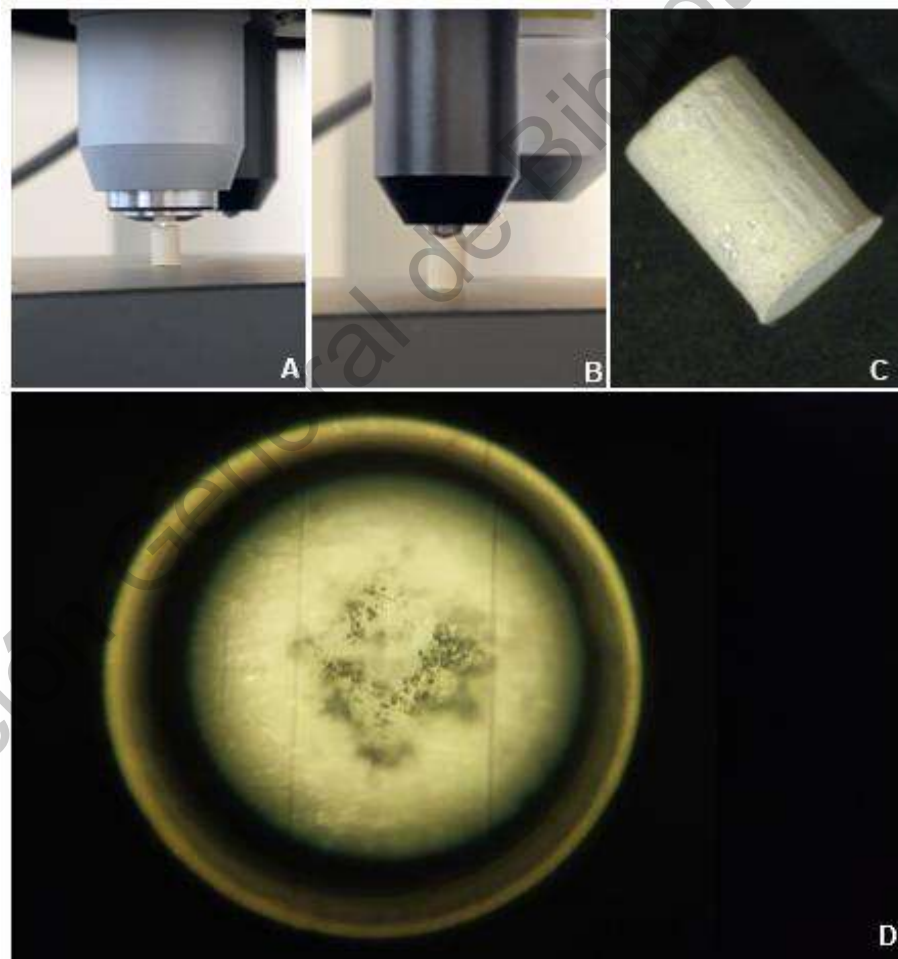


Figura 13. Medición y Análisis; A-B) prueba de microdureza superficial con Microdurómetro Vickers CV400DM, C) muestra MTAV Nps TiO_2 , D) Penetración del indentador en la muestra.

FASE 7: ANALISIS ESTADISTICO

Los datos obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en el programa de Excel 2016, los datos se expresaron en media y desviación estándar (Anexos 1); se sometieron a un análisis estadístico ANOVA de una vía con el análisis Post hoc de Tukey. Se consideró significancia estadística cuando P fue ≤ 0.05 .

VII. RESULTADOS

De acuerdo con los resultados obtenidos, la comparación realizada entre los 3 grupos de cementos bioactivos adicionados con nanopartículas de dióxido de titanio al 1%, el cemento MTA Viarden fue el que presento ligeramente una microdureza superficial mayor, seguido del MTA W, siendo así, el BD el que presento menores resultados, sin embargo, no hubo diferencia significativa entre ellos ($P = 0.2078$), cómo se muestra en la tabla 1.

Tabla 1. Resultados de microdureza superficial de los grupos con Nps TiO₂ 1%

BD Nps 1% (n=15)	MTA W Nps 1% (n=15)	MTA V Nps 1% (n=15)	*P-value
<i>Promedio ± D.E.</i>			
70 ± 9.89	77 ± 8.22	83 ± 8.82	0.2078

*(n): Número de muestras, DE: Desviación estándar, *Significancia estadística, BD: Biodentine, MTA W: MTA Angelus White, MTA V: MTA Viarden, Nps 1%: nanopartículas de dióxido de titanio al 1%. Prueba estadística ANOVA.*

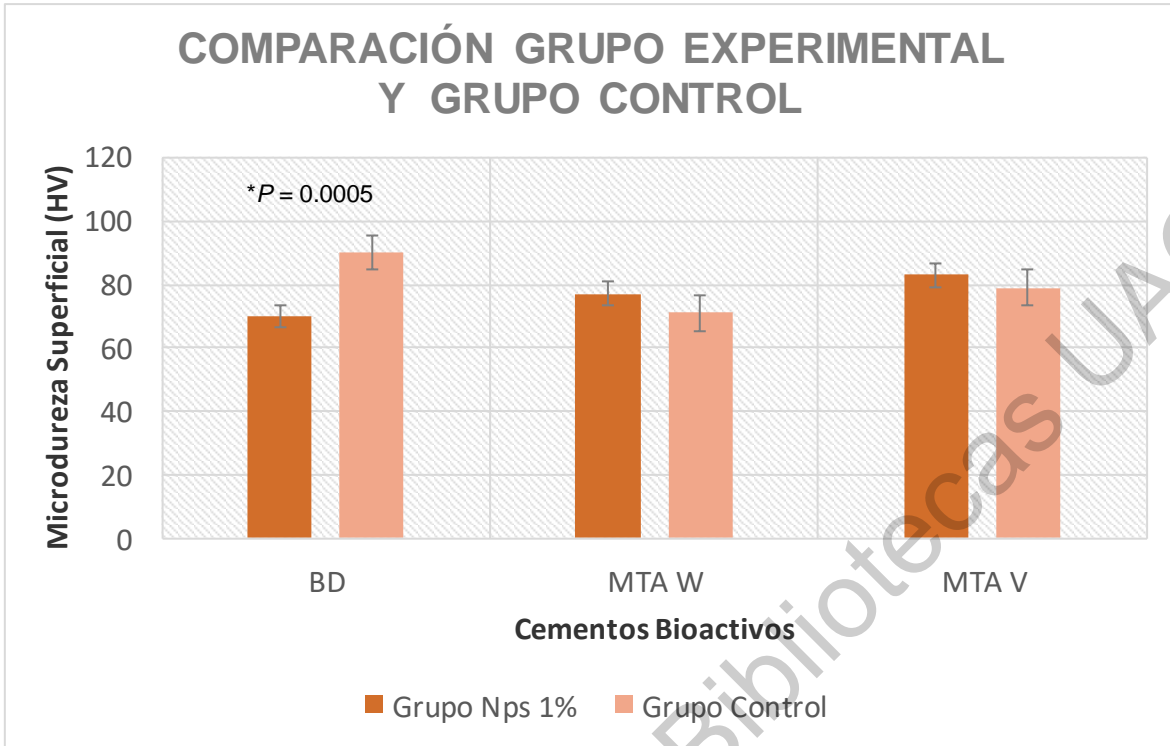
De igual manera se analizaron los resultados obtenidos de la comparación entre los 3 grupos de cementos bioactivos tomados como grupo control, donde se obtuvieron los siguientes resultados: se comparó el grupo BD con el grupo MTA W, donde el grupo BD presentó un resultado más favorable, así mismo, se comparó el grupo BD con el grupo MTA V, donde el grupo BD obtuvo nuevamente mejores resultados ($P = 0.0006$). Finalmente se compararon el grupo MTA W y MTA V, obteniendo mejores resultados el MTA V, sin embargo, no hubo diferencia significativa entre ellos, como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Resultados de microdureza superficial de los grupos control

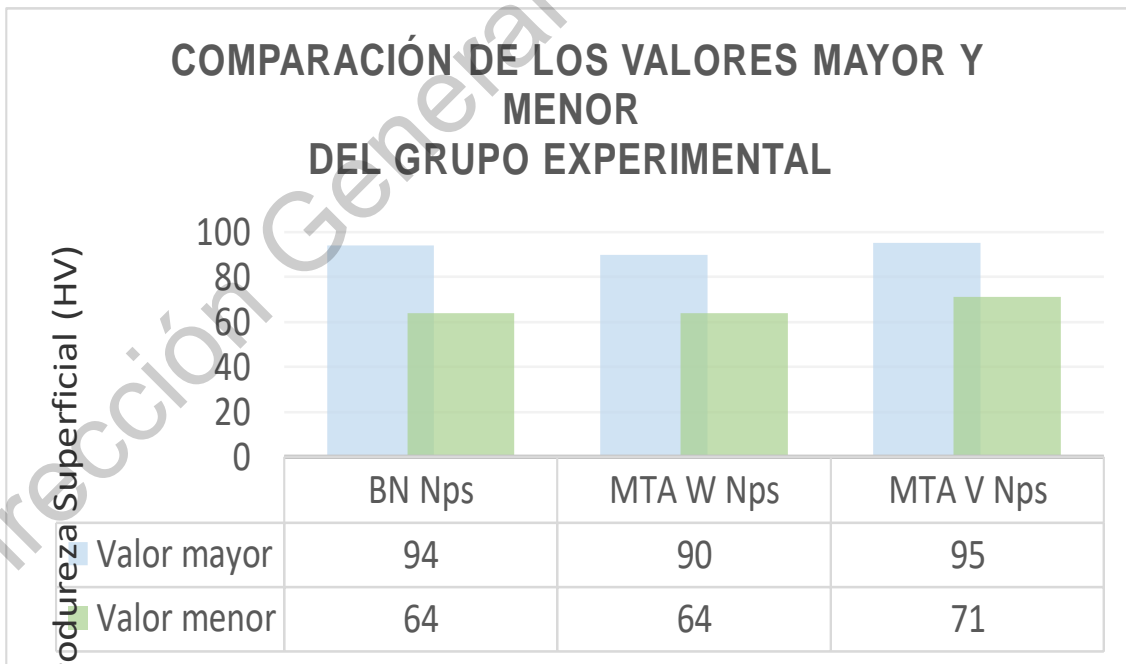
*BD (n=10)	MTA W (n=10)	*MTA V (n=10)	*P-value
<i>Promedio ± D.E.</i>			
90 ± 13.35	71 ± 4.73	79 ± 9.68	*0.0006

*(n): Número de muestras, DE: Desviación estándar, *Significancia estadística, BD: Biodentine, MTA W: MTA Angelus White, MTA V: MTA Viarden. Prueba estadística ANOVA.*

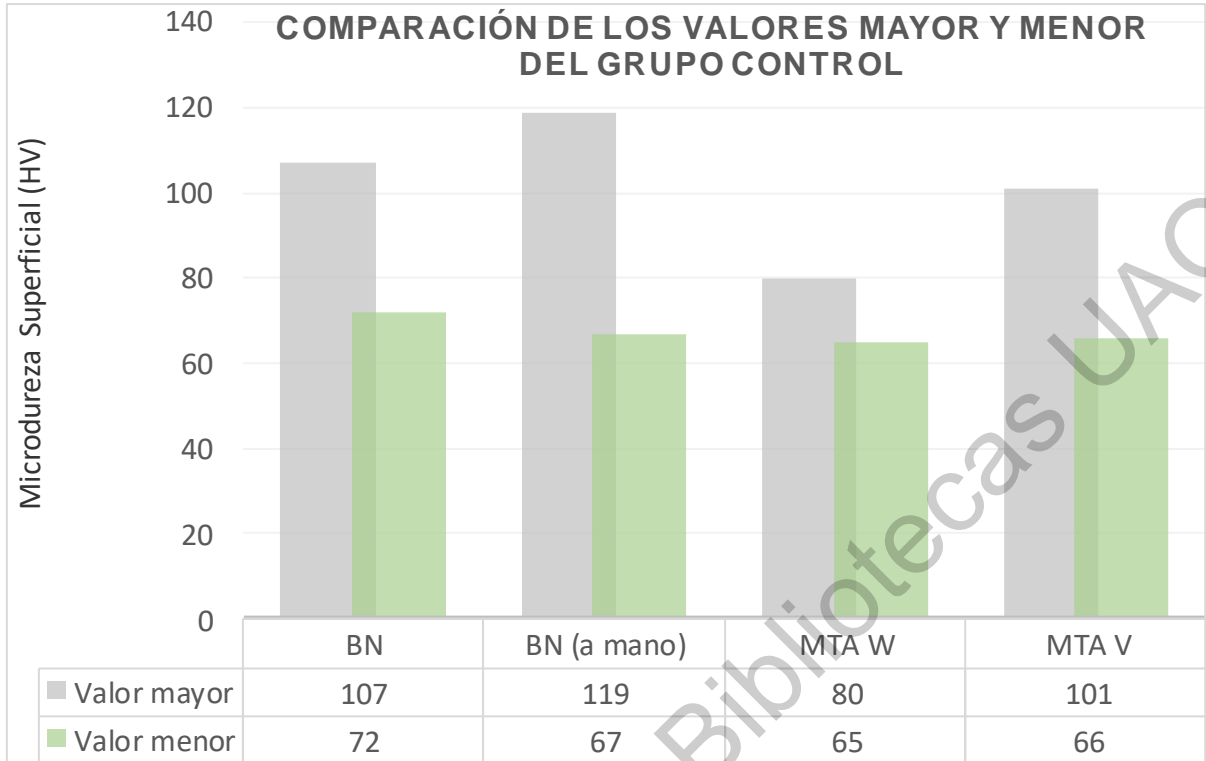
En la gráfica 1 se compararon los grupos de cementos bioactivos adicionados con nanopartículas de dióxido de titanio al 1% y su respectivo grupo control. Se obtuvo un resultado significativo al comparar el grupo BD sobre el grupo BD Nps 1% ($P = 0.0005$). En la comparación del grupo MTA W, el grupo MTA W Nps 1% obtuvo mejores resultados que el grupo MTA W con una diferencia no significativa, siendo el mismo caso la comparación realizada entre el grupo MTA V y MTA V Nps 1%, donde el grupo MTA V Nps 1% obtuvo una mayor microdureza superficial, sin embargo, no es significativa la diferencia.



Gráfica 1. BD: Biodentine, MTA W: MTA Angelus White, MTA V: MTA Viarden, Nps: nanopartículas, *Significancia estadística, HV: Vickers, Prueba estadística Post Hoc de Tukey.



Gráfica 2. BD: Biodentine, MTA W: MTA Angelus White, MTA V: MTA Viarden, Nps: nanopartículas, HV: Vickers, Prueba estadística Post Hoc de Tukey.



Gráfica 3. BD: Biodentine, MTA W: MTA Angelus White, MTA V: MTA Viarden, HV: Vickers, Prueba estadística Post Hoc de Tukey.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

VIII. DISCUSIÓN

El ensayo de microdureza se basa en evaluar la resistencia de los materiales a la deformación. Esta propiedad está influenciada por varias propiedades fundamentales de los materiales, como la resistencia a la tracción, el módulo de elasticidad y la estabilidad de su estructura cristalina (Chandler, 1999); tiene una relación inversa con la porosidad (Saghiri et al., 2010). Las pruebas de microdureza se utilizan para evaluar la calidad y progresión del proceso de hidrólisis y como indicador del proceso de fraguado (Lee et al, 2004; Namazikhah et al, 2008).

Se considera que la microdureza de la dentina humana sana es de aproximadamente 60 HV y 90 HV (Ryge y Foley, 1961; Lai et al, 2003). Por lo cual es muy similar a la microdureza que presenta el Biodentine, deduciendo que dicho cemento puede tener un comportamiento mecánico similar al de la dentina humana.

A pesar de que la unidad de medida Vickers es la unidad más utilizada para analizar la microdureza superficial de los materiales, Lee et al. (2004) utilizaron la escala Knoop (HK) y observaron que la microdureza de MTA era de 51.20 HK.

Danesh et al. (2006) informaron que la microdureza de MTA era 39.99 HV. Más adelante, los resultados del estudio de Namazikhah et al. (2008) indicaron que la microdureza de MTA se vio significativamente afectada por ambientes de pH bajo. A pH 7.4, la microdureza superficial de MTA fue 53.19 HV mientras que a un pH 4.4 presentó 14.34 HV, observando una disminución significativa a una exposición de pH más bajos: 6.4, 5.4 y 4.4. ($P < 0.0001$). Así mismo, no hubo diferencias morfológicas claras de la microestructura interna. Sin embargo, observaron una tendencia a que cuanto más ácida sea la solución, más extensa será la porosidad de las muestras.

Este hallazgo está de acuerdo con Lee et al. (2004) donde se almacenaron muestras de MTA en varias soluciones de pH durante 7 días e informaron los valores medios de microdureza de las muestras de MTA. Indicaron que las muestras almacenadas a pH 5 eran más débiles que las almacenadas a pH más alto.

Sin embargo, en situaciones en las que los factores iniciadores y perpetuadores de un proceso inflamatorio se eliminan mediante un tratamiento adecuado, es posible que el pH del ambiente vuelva a la normalidad en un período de tiempo más corto que los 7 días utilizados. Concluyendo que las muestras más débiles resultaban de la inmersión y el almacenamiento en un entorno de pH bajo.

Al igual que estos 2 estudios previos, Bolhari et al. (2014) confirmaron que la microdureza superficial se ve afectada, cuando los cementos bioactivos están presentes en un ambiente ácido y reflejan el efecto inverso de un ambiente ácido sobre el proceso de hidratación de estos cementos bioactivos.

En contraste, cuando fueron expuestos cemento MTA, Bioaggregate y CEM a solución salina con fosfato, los valores de microdureza superficial aumentaron significativamente ($P < 0.001$). Siendo el MTA el que obtuvo mejores resultados (MTA 94.1 HV, Bioaggregate 35.4 HV, CEM 9.2 HV), por lo tanto, Bolhari et al. (2014) sugieren el uso de MTA cuando las condiciones ambientales presenten un pH ácido.

De igual manera se ha demostrado que el MTA en presencia de contaminación sanguínea no se ve afectada su microdureza o si lo hace es mínima en comparación con la amalgama, IRM y súper EBA (Torabinejad y Pariokh, 2010).

En otro estudio, Matt et al. (2004) investigaron la microdureza del MTA gris y el MTA blanco con un grosor de material de 2 mm y 5 mm y encontraron que el grosor de 5 mm tiene una microdureza mayor independientemente del material utilizado. En otro estudio Grech et al. (2013) demostraron que BD presenta un valor superior de microdureza en comparación con MTA, IRM y Bioaggregate.

Así mismo Goldberg et al. (2009) encontraron que la microdureza del BD era de 51 HV a las 2 horas y 69 HV después de un mes. La cristalización del gel de silicato de calcio hidratado continúa, lo que reduce la porosidad y aumenta la microdureza con el tiempo.

El efecto de un entorno ácido sobre la microdureza superficial del BD comparado con MTA, fue comparado por Elnaghy (2014), donde BD obtuvo mejores resultados en un pH 4.4 (BD 26.1 HV, MTA 16.3 HV). Por lo cual, recomienda su utilización en condiciones ácidas.

Kaup et al (2015), compararon propiedades fisicoquímicas del BD y MTA, donde BD presentó mayor solubilidad ($P < 0.0001$) y un valor de radioopacidad significativamente menor (1.50 mm Al) al MTA (6.40 mm Al) ($P < 0.0001$).

Así mismo, se evaluó la microdureza superficial obteniendo mayores resultados el BD ($P < 0.5$). El cual presentó 62 HV después de un día, lo que está de acuerdo con los resultados de Pradelle-Plasse et al. (2009), quienes informaron valores entre 51 HV después de 2 horas y 69 HV después de 1 mes.

Camilleri (2013) encontró una microdureza en el BD de hasta 130 HV que disminuyó a aproximadamente 90 HV después de 1 min de grabado con ácido fosfórico al 35%, mientras que en una publicación de Grech et al. (2013), se demostró una microdureza de 48.4 HV después de 28 días de inmersión en la solución salina equilibrada de Hank (HBSS). Estos valores ligeramente inferiores pueden estar relacionados con el almacenamiento en HBSS.

En el estudio realizado por Rahimi et al. (2018). Se comparó la microdureza superficial de MTA y BD, en presencia y ausencia de polvo óseo mineralizado. Los resultados en ambas condiciones demostraron que la microdureza superficial de BD era significativamente mayor que la de MTA ($P < 0.001$) y la presencia de polvo óseo sintético Osteon II, que es uno de los polvos óseos en los materiales de injerto óseo de fosfato cálcico bifásico, puede ejercer un efecto

negativo en la microdureza superficial de ambos materiales (BD $P < 0.006$, MTA $P < 0.001$).

Según la evidencia, la microdureza superficial de los materiales muestra su grado de fraguado en diferentes entornos y refleja la resistencia de los materiales en general (Namazikhah et al., 2008). Los estudios han demostrado que las diferencias en las fuerzas de condensación pueden afectar la microdureza de la superficie de los materiales bioactivos (Nekoofar et al., 2007). Todas las muestras del presente estudio fueron preparadas por un operador con el uso del mismo instrumento para la condensación.

Dawood et al. (2015) han sugerido que la mayor dureza del BD está relacionada con su baja proporción de líquido a polvo. El fabricante ha incorporado un polímero de policarboxilato soluble en agua para proporcionar mayor facilidad de uso, a pesar de su baja relación líquido-polvo (Camilleri et al., 2013). Las afirmaciones del fabricante en relación con el potencial de BD para restaurar la resistencia de la dentina sana se pueden confirmar en resultados de estudios previos sobre la microdureza superficial de la dentina sana, que se ha informado en un rango de 60-90 HV (Kaup, 2015; Fuentes, 2003; Torabinejad y Parirokh, 2010).

La presencia de inflamación y la consiguiente disminución severa del pH es inevitable en el entorno de la cirugía de endodoncia. Tanto el BD como el MTA presentaron menor dureza a valores de pH bajos (pH 7.4: BD 58.9 HV, MTA 44.4 HV; pH 5.4: BD 43.7 HV, MTA 31.2 HV). lo que se ha explicado en diferentes estudios por la interferencia con el proceso de fraguado, una disminución de la adherencia y un aumento de la solubilidad de estos cementos en el ambiente ácido. Fue sugerido en un estudio de Elnaghy et al. (2014) que se utilice BD en lugar de MTA en presencia de inflamación.

La contaminación con sangre o suero es otro factor que puede afectar la microdureza de la superficie de los materiales bioactivos en condiciones clínicas quirúrgicas. A pesar del uso de diferentes técnicas hemostáticas, la contaminación sanguínea del entorno quirúrgico endodóntico, especialmente en las proximidades de grandes lesiones periapicales, es inevitable. Para evaluar tal efecto se han utilizado tanto suero como sangre. En general, los resultados obtenidos por Nekoofar et al. (2010), mostraron una severa disminución de la microdureza del MTA en presencia de contaminación sanguínea simulada. La evaluación de la estructura microscópica mostró que la sangre interfiere con la formación de cristales aciculares (Nekoofar et al., 2011).

Buscando alternativas para mejorar esta propiedad física (microdureza superficial), investigadores han utilizado la fuerza de dispositivos ultrasónicos para aplicar una presión de condensación uniforme y han concluido que el uso de esta técnica puede resultar en una microdureza superficial más alta en MTA (Nekoofar y Aseeley, 2010).

Tabrizzadeh et al. (2015), concluyeron que la situación de la humedad podría no influir de manera efectiva en las propiedades de microdureza de los tapones apicales de cemento MTA y CEM en diferentes espesores de indentación probados (4 mm y 8 mm) ($P > 0.05$).

En un estudio de Butt et al. (2014), no hubo cambios significativos en las propiedades mecánicas de BD entre los intervalos de 1 semana y 3 meses. El período de seguimiento que se utilizó en el presente estudio fue de 28 días.

El estudio realizado por Elsaka et al. (2011), es de los pocos estudios que han evaluado la microdureza superficial en presencia de algún nanomaterial, dicho autor estudio el ionómero de vidrio adicionado con Nps de TiO_2 al 3%, 5% y 7%. Donde se obtuvieron mejores resultados al 3%, aunque no fue estadísticamente significativo. A concentraciones más altas (5% y 7%), la microdureza disminuyó debido al debilitamiento de la masa (Prentice, 2006).

IX. CONCLUSIONES

El presente estudio *in vitro* demostró cambios en la microdureza superficial de estos cementos cuando fueron modificados con Nps TiO_2 al 1%, sin embargo, no se obtuvieron los resultados esperados de la hipótesis de trabajo. Ya que el Biodentine modificado con las Nps, disminuyó significativamente su microdureza superficial ($p = 0.0005$). Sin embargo, se demostró al igual que en varios estudios de diferentes autores, que el Biodentine sigue presentando una mayor microdureza superficial sobre el MTA, cuando son manipulados de acuerdo con el fabricante.

El MTA Angelus White no presentó cambios significativos por lo cual, su microdureza no se vio afectada. Sin embargo, el MTA Viarden presentó mejores resultados que el MTA Angelus White en presencia y ausencia de estas Nps. Por lo cual a pesar de tener muy poca información del MTA Viarden, se pueden esperar resultados favorables, al igual que el MTA Angelus White.

X. PROPUESTAS

Se sugiere realizar más estudios del cemento Biodentine en presencia de algún otro nanomaterial. Así mismo, a falta de información, se recomienda realizar más estudios, del cemento MTA Viarden, analizando sus propiedades físicas, químicas y biológicas con y sin nanomateriales. Siendo un material mexicano de bajo costo, puede ser una línea de estudio, donde se puedan potencializar dichas propiedades.

XI. BIBLIOGRAFÍA

AAE. "Glossary of Endodontic Terms 2016." American Association of Endodontics.2015;1:50.

AAE. "Guide to Clinical Endodontics" Endodontists, American Association of Endodontics.2004;1:39.

Akbar, Iftikhar. Radiographic Study of the Problems and Failures of Endodontic Treatment. 2015;2.

Akhavan Z, Tabari K, Sheikh SM, Abrandabadi AN. Physiochemical properties of experimental nano-hybrid MTA. J of Medicine and Life. 2017; 10(3): 182-187.

Akhavan Zanjani V, Sheikh-Al-Eslamian SM, Tabari K. Comparison of Compressive Strength of Five Hydraulic Cements. Journal of Dental School Shahid Beheshti University of Medical Sciences. 2016; 34(3):129-36.

Álvarez Cabello, M. C. Estudio comparativo sobre el comportamiento clínico y radiológico de dos materiales a base de silicato tricálcico (Biodentine y MTA) utilizados en la terapia pulpar (Pulpotomía) en la dentición temporal, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla).2018.

Argueta-Figueroa, L., Delgado-García, J. J., García-Contreras, R., Martínez-Alvarez, O., Santos-Cruz, J., Oliva-Martínez, C, Arenas-Arrocena, M. C. Mineral trioxide aggregate enriched with iron disulfide nanostructures: an evaluation of their physical and biological properties. European journal of oral sciences, 2018; 126(3), 234-243.

Asgary, S, S Shahabi, T Jafarzadeh, S Amini, and S Kheirieh. The Properties of a New Endodontic Material. JOEN. 2008; 34 (8): 990–93.

Anusavice Kenneth J, DMD, PhD. *Ciencia de los Materiales*: Phillips; 2004. 11.

Azhar Iqbal. The Factors Responsible for Endodontic Treatment Failure in the Permanent Dentitions of the Patients Reported to the College of Dentistry , the University of Aljouf , Kingdom of Saudi Arabia.2016; 10 (5): 146–48.

Bahador A, Pourakbari B, Bolhari B, Hashemi FB. In vitro evaluation of the antimicrobial activity of nanosilver-mineral trioxide aggregate against frequent anaerobic oral pathogens by a membrane-enclosed immersion test. *Biomed J*. 2015; 38:77-83.

Bayat N, Lopes VR, Scholermann J, Jensen LD, Cristobal S. Vascular toxicity of ultra-small TiO₂ nanoparticles and single walled carbon nanotubes in vitro and in vivo. *Biomaterials*. 2015; 63:1-13.

Bentz DP. Cement hydration: building bridges and dams at the microstructure level. *Materials and Structures*. 2007; 40, 397–404.

Best, S M, A E Porter, E S Thian, and J Huang. "Bioceramics : Past , Present and for the Future". 2008; 28: 1319–27.

Bolhari, B., Nekoofar, M. H., Sharifian, M., Ghabrai, S., Meraji, N., & Dummer, P. M. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate–like materials. *Journal of endodontics*, 2014; 40(3), 432-435.

Bortoluzzi Ea, Broon Nj, Bramante Cm, Garcia Rb, De Moraes Ig, Bernardineli N. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root-end filling. *J Endod* 2006; 32: 897–900.

Butt N, Talwar S, Chaudhry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian J Dent Res*. 2014;25(6):692-7.

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; 38: 834–842.

Camilleri, Josette, and Denis Damidot. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement and biodentine. 2013; 9: 580–93.

Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent*. 2013; 41:600–10.

Canalda C, Brau E. *Endodoncia Técnicas Clínicas y Bases Científicas*. 3era edición. Madrid: Elsevier; 2014.

Chandler H. *Hardness Testing*, 2nd ed. Materials Park, OH: ASM International; 1999:1–13

Chang, Seok-Woo. Chemical Characteristics of Mineral Trioxide Aggregate and Its Hydration Reaction. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2012; 37 (4): 188.

Corrêa JM, Mori M, Sanches HL, Cruz ADd, Poiate E, Poiate IAVP. Silver nanoparticles in dental biomaterials. *International Journal of Biomaterials*. 2015; 2015:1-9.

Danesh, G, T Dammaschke, H U V Gerth, T Zandbiglari, and E Scha. “A Comparative Study of Selected Properties of ProRoot Mineral Trioxide Aggregate and Two Portland Cements,”. 2006; 213–19.

Dammaschke T, Gerth HUV, Zuchner H, et al. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater* 2005; 21:731–8.

Dawood A, Manton D, Parashos P, Wong R, Palamara J, Stanton D, Reynolds E. The physical properties and ion release of CPPACP- modified calcium silicate-based cements. *Aust Dent J.*2015;60(4):434-44.

Dizaj S.M., Lottipour F., Barzegar-Jalali M., Zarrintan M.H., Adibkia K., Antimicrobial activity of the metals and metal oxide nanoparticles, *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* 44. 2014; 278–284.

Elnaghy AM. Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study. *J Endod.* 2014;40(7):953-7.

Elsaka SE, Hamouda IM, Swain M V. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. *J Dent.*2011;39: 589–598.

Estrela, C., De Curcio, D., Rossi-Fedele, G., Silva, J., Guedes, O., & Borges, A. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. 2018; 133-146.

Ferracane, Jack L, Paul R Cooper, and Anthony J Smith. "Can Interaction of Materials with the Dentin – Pulp Complex Contribute to Dentin Regeneration?": 2010. 2–14.

Formosa, L. M., Mallia, B., & Camilleri, J. Mineral trioxide aggregate with anti-washout gel Properties and microstructure. *Dental materials*, 2013; 29(3), 294-306.

Frank RJ. Percances endodónticos: Su detección, corrección y prevención. en: *Endodoncia*. México: McGraw-Hill; 2005.781–806.

Fridland, Marcela, and Rafael Rosado. "Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Solubility and Porosity with Different Water-to-Powder Ratios." *Journal of Endodontics*. 2003; 29 (12): 814–17.

Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Micro hardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A*. 2003;66(4):850-3.

Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Transmatol*. 1996; 12:255-264.

G Mendonçaa, DBS Mendonçaa, FJL Aragãoa, LF Cooperb. Advancing dental implant surface technology from micron to Nanotopography. *Biomaterials*. 2008; 29(28):3822-3835.

García-Contreras R, Argueta-Figueroa L, Mejía-Rubalcava C, Jiménez-Martínez R, Cuevas-Guajardo S, Sánchez-Reyna PA, Mendieta-Zeron H. Perspectives for the use of silver nanoparticles in dental practice. *Int Dent J*. 2011; 61: 297–301.

Gilman JJ. Chemical and physical "hardness". *Materials Research Innovations*. 1997; 1, 71–6.

Giovanna, Maria, Paola Taddei, Francesco Siboni, Enrico Modena, Gabriela Ciapetti, and Carlo Prati. "Development of the Foremost Light-Curable Calcium-Silicate MTA Cement as Root-End in Oral Surgery . Chemical – Physical Properties , Bioactivity and Biological Behavior". 2011; 7: 134–57.

Goldberg M, Pradelle-Plasse N, Tran XV, Colon P, Laurent P, Aubut V, et al. Emerging trends in (bio)material research Physico-chemical properties of Biodentine. In: Goldberg M, editor. *Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites*. 1st ed. Oxford: Coxmoor publishing. 2009:181–203.

Gong J, Wang J, Guan Z. A comparison between Knoop and Vickers hardness of silicon nitride ceramics. *Materials Letters*. 2002; 56, 941–4.

Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater.* 2013; 29(2):20-28.

Guglielmotti MB, Domingo MG, Steimetz T, Ramos E, Paparella ML, Olmedo DG. Migration of titanium dioxide microparticles and nanoparticles through the body and deposition in the gingiva: an experimental study in rats. *Eur J Oral Sci.* 2015; 123:242-8.

Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23(5):315-22.

Hallaj-Nezhadi S., Valizadeh H., Baradaran B., Dobakhti F., Lotfipour F., Preparation and characterization of gelatin nanoparticles containing pDNA encoding IL-12 and their expression in CT-26 carcinoma cells, *Futur. Oncol.* 9. 2013; 1195–1206.

J Camilleri. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2008; 11 (4):141.

Jensen, James R. "An Evaluation of the Use of Amalgam , Cavit , and Calcium Hydroxide in the Repair of Furcation Perforations". 1982; 8 (10): 459–66.

Jessie F Reyes-carmona, Mara S Felipe Dds, and Wilson T Felipe Dds. "The Biomineralization Ability of Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement on Dentin Enhances the Push-out Strength." *Journal of Endodontics.* 2010; 36 (2): 286–91.

Kaup, M., Schäfer, E., Dammaschke, T. An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & face medicine*, 2015; 11(1), 1-8.

Khademolhosseini M, Barounian M, Eskandari A, Aminzare M, Zahedi A, Ghahremani D. Development of new Al₂O₃/ TiO₂ reinforced glass-ionomer cements (GICs) nano-composites. *J Basic Appl Sci Res.*2012; 2:7526-9.

Khataee, R., Heydari, V., Moradkhannejhad, L., Safarpour, M. y Joo, SW. Propiedades mecánicas y de autolimpieza del cemento blanco modificado con TiO₂ nanoestructurado. *Revista de nanociencia y nanotecnología*. 2013; 13 (7), 5109-5114.

Lai YL, Yang ML, Lee SY. Microhardness and color changes of human dentin with repeated intracoronal bleaching. *Oper Dent*. 2003; 28:786–92.

Lee, Seung-jong, Mehdi Monsef, and Mahmoud Torabinejad. "Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations". 1993; 19 (11): 541–44.

Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, LanWH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*. 2004; 25, 787–93.

Li Z, Wang H, He S, Lu Y, Wang M. Investigations on the preparation and mechanical properties of the nano-alumina reinforced cement composite. *Materials Letters*. 2006; 60(3):356-9.

Linda, Loma, Loma Linda, The Adaption, Ionomer Retrograde, Root Fillings, International Endodontic, Dye Study, Primary Examiner-cary E O Connor, and Related U S Application Data. "United States Patent. 1998; (19): 19.

L. Zhang, D. Pornpattananangku, C.M. Hu, C.M. Huang, Development of nanoparticles for antimicrobial drug delivery, *Curr. Med. Chem.* 17. 2010; 585–594.

Mahsa E, Naiemeh S, Reza S, Sajjad S, Sahar S, Amin S, Esrafil B. Sealing efficacy of mineral trioxide aggregate with and without nanosilver for root end filling: An in-vitro bacterial leakage study. *J Clin Exp Dent.* 2017; 9(1):27-33.

Malamed SF. Local Anesthetic Considerations in Dental Specialties: Handbook of Local Anesthesia, 4th edn. St. Louis: Mosby-Year Book. 1997.

Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod.* 2004; 30:876-879.

Matt, Gary D, Jeffery R Thorpe, James M Strother, and Scott B McClanahan. n.d. "Comparative Study of White and Gray Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Simulating a One- or Two-Step Apical Barrier Technique".2004; 1: 1–4.

Mestieri LB, Tanomaru-Filho M, Gomes-Cornelio AL, Salles LP, Bernardi MI, Guerreiro-Tanomaru JM. Radiopacity and cytotoxicity of Portland cement associated with niobium oxide micro and nanoparticles. *J Appl Oral Sci.* 2014; 22:554-9.

Miñaga Gomez, M. El Agregado de Trióxido Minerak (MTA) en Endodoncia. *RCOE.* 2002; 7(3) .283-289.

Mohammad S, Maryam J, Naser A, Negin G, Baharak D, Sajjad S, Kayvan K. Effect of the TiO₂ nanoparticles on the selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *J Clin Exp Dent.* 2017; 9(2):191-5.

Mohammad S, Negin G, Marzieh A, Baharak D, Farzaneh A. Biocompatibility of Mineral Trioxide Aggregate with TiO₂ Nanoparticles on Human Gingival Fibroblasts. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9(2):182-5.

Mori GG, Teixeira LM, de Oliveira DL, Jacomini LM, da Silva SR. Biocompatibility evaluation of biodentine in subcutaneous tissue of rats. *J Endod*. 2014;40(9):1485-8.

Muliyar S, Shameem Ka, Thankachan Rp, Francis Pg, Jayapalan Cs, Hafi Kaa. Microleakage in Endodontics. *J Int Oral Health*. 2014; 6: 99–103.

M. S., Nekoofar, M. H., Sheykhrezae, M. S., Salariyeh, S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., Dummer, P. M. H. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*. 2008; 41(2), 108-116.

Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008;41: 108–16.

Nekoofar M, Adusei G, Sheykhrezae M, Hayes S, Bryant S, Dummer P. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007;40(6):453-61.

Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010;43(10):849-58.

Nekoofar MH, Aseeley Z, Dummer PM. The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010;43(4):312-20.

Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2011;44(11):1011-8.

Nikoloudaki, Georgia E, Taxiarchis Kontogiannis, Helen A Meliou, and Nikolaos P Kerezoudis. "A Comparative In-Vitro Study of Sealing Ability of Four Different Materials Used in Furcation Perforation,". August 2014: 402–11.

Omar, G. C. Ó., Gustavo, C. G., Aide, H. V. N., Angelica, O. G., & Javier, D. A. L. efectividad de dos marcas comerciales de MTA a la filtración bacteriana en perforaciones endodónticas. *investigación básica.* 2019; 50.

Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod.* 2010; 36 (1):16-27.

Parirokh M, and Torabinejad M. "Mineral Trioxide Aggregate : a comprehensive literature review Part III : clinical applications , drawbacks , and mechanism of action. *Journal of Endodontics.* 2010;36 (3): 400–413.

Pradelle-Plasse N, Tran X-V, Colon P. Physico-chemical properties. In: Goldberg M, editor. *Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites.* Oxford: Coxmoor. 2009; p. 184–94.

Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dental Materials.* 2006; 22:746–51.

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.

Rao A, Rao A, Shenoy R. Mineral trioxide aggregate--a review. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2009; 34(1).1-7.

Rocha, A. C. R., Padrón, G. H., Garduño, M. V. G., y Aranda, R. L. G. Análisis fisicoquímico del MTA Angelus® y Biodentine® mediante difracción de rayos X, espectrometría de energía dispersiva, fluorescencia de rayos X, microscopio electrónico de barrido y espectroscopía de rayos infrarrojos. *Revista odontológica mexicana*. 2015; 19(3), 174-180.

Roland R. Lemon: Non – surgical repair of perforation defects. *Dental Clinics of North America*.1998; 36(2): 441-457.

Ryge G, Foley DE, Fairhurst CW. Micro indentation hardness. *J Dent Res*. 1961; 40:1116–26.

Ryul, Jong, Ali Nosrat, and Ashraf F Fouad. "ScienceDirect Interfacial Characteristics of Biodentine and MTA with Dentine in Simulated Body Fluid." *Journal of Dentistry*; 2014. 43 (2): 241–47.

Saghiri MA, Lotfi M, Joupari MD, et al. Effects of storage temperature on surface hardness, microstructure, and phase formation of white mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2010; 36:1414–8.

Santos-Cruz J, Nuñez-Anita Re, Mayén-Hernández Sa, Martínez-Alvarez O, Acosta-Torres Ls, De La Fuente Hernández J, Arenas-Aroccena Ma. Colloidal

Synthesis of Biocompatible Iron Disulphide Nanocrystals. *Artif Cells, Nanomed, Biotechnol* 2017; 1: 1–8.

Samiei M, Aghazadeh M, Lotfi M, Shakoei S, Aghazadeh Z, Pakdel Smv. Antimicrobial Efficacy of mineral trioxide aggregate with and without silver nanoparticles. *Iran Endod J* 2013; 8: 166–170.

Samiei, M., Ghasemi, N., Asl-Aminabadi, N., Divband, B., Golparvar-Dashti, Y. y Shirazi, S. Nanopartículas de zeolita-plata-zinc: biocompatibilidad y su efecto sobre la resistencia a la compresión del agregado de trióxido mineral. *Revista de odontología clínica y experimental*. 2017; 9 (3), e356-e360.

Sarkar, N K, R Caicedo, P Ritwik, R Moiseyeva, and I Kawashima. “Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate”.2005; 31 (2): 97–100.

Sarkar, N K, R Caicedo, P Ritwik, R Moiseyeva, and I Kawashima. “Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate”.2005; 31 (2): 97–100.

Sawyer AN, Nikonov SY, Pancio AK, et al. Effects of calcium silicate-based materials on the flexural properties of dentin. *J Endod*. 2012; 38:680–3.

S. C. Abeylath, E. Turos, Drug delivery approaches to overcome bacterial resistance to β -lactam antibiotics. 2008; 5. 931–949.

Schilke R, Lisson Ja, Baus O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 2000; 45: 355–361.

Septodont Biodentine™ Active Biosilicate Technology™. Scientific file 2010.

Shahi S, Ghasemi N, Rahimi S, Yavari HR, Samiei M, Janani M, et al. The effect of different mixing methods on the flow rate and compressive strength of mineral trioxide aggregate and calcium-enriched mixture. *Iran Endod J.*2015; 10:55-8.

Shahi S, Ghasemi N, Rahimi S, Yavari HR, Samiei M, Janani M, et al. The effect of different mixing methods on the flow rate and compressive strength of mineral trioxide aggregate and calcium-enriched mixture. *Iran Endod J.* 2015; 10:55-8.

Shen, Y A, B I N Peng, Y A N Yang, Jingzhi Ma, and Markus Haapasalo. What Do Different Tests Tell about the Mechanical and Biological Properties of Bioceramic Materials. 2015;11: 47–85.

Shipper, G., E. S. Grossman, A. J. Botha, and P. E. Cleaton-Jones. "Marginal Adaptation of Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Compared with Amalgam as a Root-End Filling Material: A Low-Vacuum (LV) versus High-Vacuum (HV) SEM Study." *International Endodontic Journal.*2004; 37 (5): 325–36.

Sonarkar S, Purba R. Bioactive materials in conservative dentistry. *Int J Contemp Dent Med Rev* 2015.

Tabrizizadeh, M., Dabbagh, M. M., Badrian, H., & Davoudi, A. Microhardness Properties of Mineral Trioxide Aggregate and Calcium-enriched Mixture Cement Plugs at Different Setting Conditions. *Journal of international oral health: JIOH*, 2015; 7(9), 36.

Taylor HFW. *Cement Chemistry*, 2nd edn. London: Thomas Telford Ltd. 1997.

Teixeira F, Sano C, Gomes B, Zaia A, Ferraz C, Souza-Filho F. A preliminary in vitro study of the incidence and position of the root canal isthmus in maxillary and mandibular first molars. *Int Endod J.* 2003;36(4):276-80.

Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics.* 1999; 25, 197– 205.

Torabinejad, M., and T. R. Pitt Ford. "Root End Filling Materials: A Review." *Endodontics and Dental Traumatology*.1996; 12 (4): 161–78.

Torabinejad, Mahmoud, Akbar Falah Rastegar, James D Kettering, and Thomas R Pitt Ford. "Bacterial Leakage of Mineral Trioxide Aggregate as a Root-End Filling Material".1995; 21 (3): 109–12.

Torabinejad, Mahmoud, C U Hong, F Mcdonald, and T R Pitt Ford. "Physical and Chemical Properties of a New Root-End Filling Material". 1995; 21 (7): 349–53.

Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*. 2010;36(2):190-202.

Torres-Aguilar M.F. Evaluación de la radiopacidad, solubilidad, resistencia a la compresión, erosión acida y tiempo de fraguado del cemento MTA Viarden (tesis). México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de odontología división de estudios de posgrado e investigación, posgrado de endodoncia. 2016.

Vanderweele, Richard A, Scott A Schwartz, and Thomas J Beeson. "Effect of Blood Contamination on Retention Characteristics of MTA When Mixed With Different Liquids".2006;32 (5): 421–24.

Walker, Mary P, Diliberto A, Lee C."Effect of Setting Conditions on Mineral Trioxide Aggregate Flexural Strength". 2006; 32 (4): 334–36.

Walsh RM, Woodmansey KF, Glickman GN, He J. Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. *J Endod*.2014; 40:969-72.

Winik, Ângela T, Negrão J, Stella M. "Sealer Penetration and Marginal Permeability after Apicoectomy Varying Retrocavity Preparation and Retrofilling Material." *Brazilian Dental Journal*.2006; 17 (4): 323–27.

Wu, D., Fan, W., Kishen, A., Gutmann, J. L., & Fan, B. Evaluation of the antibacterial efficacy of silver nanoparticles against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Journal of endodontics*. 2014; 40(2), 285-290.

Yang J, Mei S, Ferreira JMF. Hydrothermal synthesis of nanosized titania powders: influence of tetraalkyl ammonium hydroxides on particle characteristics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2001; 84:1696–702.

Yi Min W, Bunichiro T, Yasushi H Et al. Hydration behavior and compressive strength of cement mixed with exploded wood fiber strand obtained by the water-vapor explosion process. *Journal of Wood Science*. 2003; 49, 317–26.

Zhang R, Gao L. Effect of peptization on phase transformation of TiO₂ nanoparticles. *Materials Research Bulletin* 2001; 36:1957–65.

Zhang, D. Pornpattananangku, C.M. Hu, C.M. Huang, Development of nanoparticles for antimicrobial drug delivery, *Curr. Med. Chem*.2010;17.585–594.

Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Hakkinen L, Haapasalo M. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*. 2013;39(4):478-83.

XII. ANEXOS

BASE DE DATOS GRUPO EXPERIMENTAL

Número de muestra	BD Nps 1%	MTA W Nps 1%	MTA V Nps 1%
1	77	78	85
2	64	67	74
3	69	66	72
4	83	78	88
5	76	69	83
6	93	70	91
7	84	82	93
8	72	78	95
9	76	82	77
10	81	87	83
11	94	64	73
12	89	90	71
13	64	83	92
14	87	77	92
15	68	86	73

BASE DE DATOS GRUPO CONTROL

Número de muestra	BD	BD (a mano)	MTA W	MTA V
1	101	67	66	82
2	82	81	71	66
3	102	119	73	80
4	73	87	74	77
5	94	69	80	84
6	107	92	65	74
7	85	87	74	71
8	72	66	69	81
9	81	84	70	71
10	107	98	65	101

Dirección General de Bibliotecas UAQ