



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE MEDICINA
ESPECIALIDAD DE ENDODONCIA



ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN 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:

L.O. Diana Estefanía Lara Juárez

Dirigido por:

C.D.E.E. Larissa Argentina Zavala Vargas

Codirigido por:

Dra. Ma. Concepción Arenas Arrocena

Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad León de la UNAM

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Febrero 2021

México

RESUMEN

Introducción: Entre los materiales utilizados para cumplir con el objetivo del tratamiento endodóntico, los cementos de reparación radicular tienen la finalidad de impedir la entrada de productos bacterianos a los tejidos perirradiculares, sin embargo, estos no exponen las características adecuadas. Debido a que es probable que exista un espacio microscópico en las superficies de los cementos e influir en su resistencia compresiva. Algunos de los esfuerzos para mejorar las propiedades del agregado de trióxido mineral (MTA) y el Biodentine incluyen la incorporación de algunas nanopartículas como el dióxido de titanio (TiO₂ NPs).

Objetivo: Determinar la resistencia a la compresión de los cementos bioactivos Biodentine™ (BD), MTA Angelus® White (MTA-W) y MTA Viarden® (MTA-V) modificados con TiO₂ NPs. **Material y métodos:** Se realizó el estudio experimental puro, determinando la resistencia a la compresión de Biodentine™, MTA Angelus® White y MTA Viarden® con y sin TiO₂ NPs según la ISO 9917-1:2007. Se prepararon diez muestras de cada cemento (BD, MTA-W y MTA-V) y quince muestras de los cementos modificados (BD, MTA-W y MTA-V con una relación en peso del 1% de TiO₂ NPs). Al día 28 de incubación, se midió la resistencia a la compresión de los grupos usando una máquina de prueba universal. Se utilizó el ANOVA y la prueba t para comparar los grupos y determinar la significancia de la variable. La significación estadística se estableció en $p < 0.05$. **Resultados:** El ANOVA indicó que la incorporación de TiO₂ NPs en Biodentine y MTA Viarden® aumento la resistencia a la compresión, pero sin un efecto significativo ($p = 0.2423$, $p = 0.0614$, respectivamente) sin afectar la propiedad, excepto para el grupo MTA-W que mostró una disminución significativa en la resistencia a la compresión al añadir TiO₂ NPs ($p = 0.0001^*$). **Conclusiones:** Con base en los hallazgos de este estudio experimental puro la incorporación de TiO₂ NPs con una relación en peso del 1% no afectó significativamente la resistencia a la compresión del Biodentine y MTA-V.

Palabras clave: Agregado de trióxido mineral, biodentine, nanopartículas, resistencia a la compresión, dióxido de titanio.

ABSTRACT

Introduction: Among the materials used to fulfill the objective of endodontic treatment, root repair cements are intended to prevent the entry of bacterial products into the periradicular tissues, however, these do not exhibit adequate characteristics. Because microscopic space is likely to exist on the surfaces of the cements and influence their compressive strength. Some of the efforts to improve the properties of mineral trioxide aggregate (MTA) and Biodentine include the incorporation of some nanoparticles such as titanium dioxide (TiO₂ NPs). **Objective:** To determine the compressive strength of the bioactive cements Biodentine™ (BD), MTA Angelus® White (MTA-W) and MTA Viarden® (MTA-V) modified with TiO₂ NPs. **Material and methods:** The pure experimental study was carried out, determining the compressive strength of Biodentine™, MTA Angelus® White and MTA Viarden® with and without TiO₂ NPs according to ISO 9917-1:2007. Ten samples of each cement (BD, MTA-W and MTA-V) and fifteen samples of the modified cements (BD, MTA-W and MTA-V with a weight ratio of 1% TiO₂ NPs) were prepared. At day 28 of incubation, the compressive strength of the groups was measured using a universal testing machine. ANOVA and t-test were used to compare the groups and determine the significance of the variable. Statistical significance was set at $p < 0.05$. **Results:** ANOVA indicated that the incorporation of TiO₂ NPs in Biodentine and MTA Viarden® increased the compressive strength, but without a significant effect ($p = 0.2423$, $P = 0.0614$, respectively) without affecting the property, except for the MTA-W group which showed a significant decrease in compressive strength by adding TiO₂ NPs ($p = 0.0001^*$). **Conclusions:** Based on the findings of this pure experimental study the incorporation of TiO₂ NPs with a weight ratio of 1% did not significantly affect the compressive strength of Biodentine and MTA-V.

Keywords: Mineral trioxide aggregate, biodentine, nanoparticles, compressive strength, titanium dioxide.

DEDICATORIAS

A Dios, por permitirme llegar a este momento tan especial en mi vida. Por los triunfos y los momentos difíciles que me han enseñado a valorarlo cada día más.

A mi mamá, Soledad Juárez, por ser más que una mamá para mí, por tu amor, por tu paciencia, tu dedicación y esfuerzo constante para que pudiera lograr esta meta, las palabras no alcanzan para agradecerte todo tu amor, apoyándome en los momentos buenos y malos, sin ti no hubiera sido posible.

A mi papá, Jaime Lara, por ser un papá ejemplar, el que toda hija podría desear; gracias por todo, por enseñarme el valor del esfuerzo para lograr un objetivo, por ser mi ejemplo que seguir y hacerme saber que con dedicación y esfuerzo todo es posible, gracias por siempre apoyarme y por ser mi soporte en esta vida.

A mi familia, porque después de Dios siempre va primero y sé que siempre estará conmigo, en las buenas y en las malas.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Autónoma de Querétaro por haberme dado la oportunidad de estudiar, de ser parte del mejor posgrado y cumplir una de mis metas en la vida; por haber sido mi casa de estudios durante 2 años y brindarme los conocimientos y valores que serán forjados en mi día a día.

A mi directora de tesis, la Dra. Larissa Argentina Zavala por su interés, el tiempo invertido y su dedicación para que este proyecto fuera conformado.

A la Dra. Ma. Concepción Arenas, mi tutora de tesis de licenciatura y ahora codirectora de este proyecto, por su paciencia, tiempo, apoyo y confianza; y hacerme saber que con dedicación y constancia finalizar metas es posible.

Al Dr. Rubén Domínguez y la Dra Coni, por hacerme visualizar que la investigación, es una actividad grata que requiere de tiempo para obtener grandes resultados, sumamente satisfactorios.

A todos mis profesores de posgrado, por su dedicación y esfuerzo continuo, por su gran compromiso con la enseñanza y formación de cada uno de nosotros, sus alumnos.

A André, por todo tu apoyo anímico, paciencia y amor, gracias.

A mis amigas de posgrado, que saben siempre conservo su amistad, gracias por hacer de esta etapa un trayecto placentero.

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

Al proyecto PAPIIT-DGAPA IN112921 Síntesis in-situ de compositos de politiofenos/sulfuros metálicos funcionalizados para aplicaciones fotovoltaicas.

ÍNDICE

Contenido	Página
Resumen	i
Abstract	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de tablas	vi
Abreviaturas y siglas	vii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	4
III. Fundamentación teórica	10
IV. Hipótesis o supuestos	27
V. Objetivos	28
V.1 General	28
V.2 Específicos	28
VI. Material y métodos	29
VI.1 Tipo de investigación	29
VI.2 Población o unidad de análisis	29
VI.3 Muestra y tipo de muestra	29
VI.3.1 Criterios de selección	30
VI.3.2 Variables estudiadas	31
VI.4 Procedimientos	35
VI.4.1 Análisis estadístico	50
VII. Resultados	51
VIII. Discusión	55
IX. Conclusiones	61
X. Propuestas	62
XI. Bibliografía	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla		Página
Tabla 1	Resumen: Materiales basados en silicato tricálcico hidráulicos	20
Tabla 2	Variables dependientes	31
Tabla 3	Variables independientes	32
Tabla 4	Contenido de una muestra de cemento bioactivo con NPs	42
Tabla 5	GRUPO CONTROL: Fuerza máxima aplicada (<i>Newtons</i>) a cada muestra	48
Tabla 6	GRUPO EXPERIMENTAL: Fuerza máxima aplicada (<i>Newtons</i>) a cada muestra	49
Tabla 7	GRUPO CONTROL: Resistencia a la compresión (<i>MPa</i>)	50
Tabla 8	GRUPO EXPERIMENTAL: Resistencia a la compresión (<i>MPa</i>)	50
Tabla 9	Post Hoc de Tukey del GRUPO EXPERIMENTAL	54
Tabla 10	Comparación de los valores de resistencia a la compresión (<i>MPa</i>) del GRUPO BD y BD (A) del GRUPO CONTROL.	54

ABREVIATURAS Y SIGLAS

Abreviatura	Significado
BD	Biodentine
BD (A)	Biodentine en amalgamador
MTA	Agregado de trióxido mineral
MTA-W	MTA White Angelus
MTA-V	MTA Viarden
NPs	Nanopartículas
TiO₂	Dióxido de titanio
BD (A) NPs	Biodentine con nanopartículas
MTA-W NPs	MTA White Angelus con nanopartículas
MTA-V NPs	MTA Viarden con nanopartículas
HGF	Fibroblastos gingivales
IRM	Material restaurador intermedio
1D	Unidimensional
3D	Tridimensional
SEM	Microscopia Electrónica de Barrido
TEM	Microscopio Electrónico de Transmisión
mm	Milímetro
µm	Micrómetro
nm	Nanómetro
N	Newton
MPa	Megapascal
µl	Microlitro
g	Gramo
ml	Mililitro
C	Resistencia a la compresión
p	Fuerza máxima aplicada
d	Diámetro

I. INTRODUCCIÓN

Debido a que las fallas endodónticas están en su mayoría asociadas con la limpieza y la obturación o sellado incompleto del sistema del conducto radicular y, en consecuencia, la penetración de bacterias y otros patógenos en los tejidos perirradiculares (Zarrabi et al., 2009). El sellado de todas las vías entre la porción coronal y apical del sistema del conducto radicular es el objetivo principal de todo tratamiento endodóntico y es necesario para su éxito a largo plazo (Erkut et al., 2006). Entre los materiales endodónticos utilizados para cumplir con el objetivo del tratamiento endodóntico, los cementos de reparación radicular tienen la finalidad de impedir la entrada de productos bacterianos a los tejidos perirradiculares (Erkut et al., 2006). El material de obturación y reparación radicular ideal debe ser fácil de manipular, radiopaco, dimensionalmente estable, bactericida o bacteriostático, no reabsorbible y no afectado por la presencia de humedad (Gartner y Dorn, 1992). También debe adherirse a las paredes de la cavidad preparada, sellar el sistema de conductos radiculares, promover la cicatrización y no debe ser tóxico y bien tolerado por los tejidos periapicales (Ford et al., 1995). Muchos estudios han examinado la capacidad de sellado y la biocompatibilidad de los materiales de obturación retrógrados, pero ninguno de estos materiales, incluido el MTA, satisface completamente estos requisitos (Aqrabawi, 2000), se ha visto que son materiales difíciles de colocar (Formosa et al., 2012), no se adhieren directamente a la estructura ósea o dental y mantienen un alto costo (Casas et al., 2005; Mooney & North, 2008).

De modo que en búsqueda de los materiales ideales, el campo de la endodoncia está cambiando constantemente, donde los biocerámicos se encuentra entre los materiales recientemente introducidos por su capacidad de sellado mejorada, buena actividad antibacteriana y antifúngica (Shenoy, 2016). Tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos debido a su similitud con la hidroxiapatita biológica y/o estimular la regeneración de los tejidos naturales, ya que funcionan como un

andamio regenerativo que se disuelve a medida que el cuerpo reconstruye el tejido perdido (Prati y Giovanna, 2015; Utneja et al., 2015).

Estos cementos parten de la composición a base de silicatos de calcio del agregado de trióxido mineral inicialmente implementado y conocido como MTA. La modificación del MTA se debe del hecho que se han informado algunos inconvenientes como el potencial de decoloración de los dientes y la dificultad de manejo, desventajas relacionadas con sus demás componentes y su interacción con el medio; el largo tiempo de fraguado puede evocar una mayor solubilidad, e impactar en la disminución de las propiedades físicas y porosidad, mostrando un efecto perjudicial sobre la capacidad de sellado (Torabinejad y White, 1995; Jang et al., 2013); durante la apicectomía, el MTA podría estar expuesto a un ambiente ácido, y la capacidad de sellado del MTA en condiciones ácidas es controvertida. Roy y asociados informaron que los ambientes ácidos no obstaculizaron la capacidad de sellado de MTA (Roy et al., 2001), Por otro lado, la porosidad más extensa del MTA se observó cuando entró en contacto directo con el ácido (Namazikhah et al., 2008), y se observaron más fugas en MTA cuando se almacenó en una solución de pH bajo (Saghiri et al., 2008).

Así pues, se han venido introduciendo materiales como son el MTA Angelus® White, MTA Viarden® y el Biodentine™, a través de la modificación de la composición principal del cemento Portland (75% silicato tricálcico y dicálcico y aluminato tricálcico, aluminato férrico, 20% óxido de bismuto y 4.4% sulfato de calcio dihidratado), el MTA está compuesto de 80% de cemento Portland y 20% de óxido de bismuto, y no existe evidencia de sulfato de calcio en él (Bortoluzzi et al., 2009), por otro lado la composición del polvo del Biodentine es silicato tricálcico, carbonato de calcio y óxido de zirconio, el cloruro de calcio es uno de los aceleradores más eficaces para su hidratación con el fin de mejorar las propiedades del material, entre estas disminuir el tiempo de fraguado (Koubi et al., 2011), sin embargo, Prasad et al. (2015) menciona que, aunque estos aditivos reducen el tiempo de fraguado, también reducen la resistencia a la compresión; lo que podría ser una desventaja de estos componentes.

La resistencia a la compresión es considerada una de las principales propiedades físicas de los cementos hidráulicos ya que posteriormente pudiera estar sometido a un estrés masticatorio y llevar al fallo del tratamiento (Jang et al., 2013).

Una opción para mejorar las propiedades de los cementos es la nanotecnología que se basa en la incorporación de óxidos en escala nanométrica como parte de las formulaciones de los cementos, para ocupar los espacios resultantes en la superficie del material durante el fraguado, impulsando así sus propiedades físicas y mecánicas, proporcionando una mejor organización en la estructura de los cementos bioactivos reparadores para mejorar los índices de éxito en los tratamientos endodónticos, de esta manera el clínico podrá hacer uso de materiales con propiedades mejoradas (Hosseinzade et al., 2016).

El presente estudio se basará en estudiar los cambios en la resistencia a la compresión de tres cementos bioactivos, como son el MTA Viarden®, el MTA Angelus® White y el Biodentine™, con y sin la adición de nanopartículas de TiO₂ de 25 nm las cuales demuestran características antimicrobianas y de biocompatibilidad muy prometedoras; con la finalidad de encontrar algún cambio favorable y significativo sobre su resistencia a la compresión de los cementos.

II. ANTECEDENTES

Se ha reportado que un material que es capaz de prevenir la penetración de moléculas pequeñas a través de su superficie debería ser capaz de prevenir sustancias más grandes como las bacterias y sus subproductos (Torabinejad y Chivian, 1999).

Actualmente, la mayoría de los materiales muestran un sellado con la dentina y una filtración que pueden ser mejorados, presentan un área microscópica libre en la interface entre el material y la pared del conducto radicular, en donde los microorganismos pueden penetrar y proliferar, promoviendo el fracaso del tratamiento (Samiei et al., 2013) como una recurrencia de síntomas clínicos junto con la presencia de una radiolucidez periapical, que va hasta un 14% (Song et al., 2011).

Las características ideales para mejorar el sellado son aquellas relacionadas con la resistencia del material, estabilidad dimensional, resistencia a la humedad y baja disolución, buena adherencia al tejido duro apical y no ser reabsorbible (Pineda et al., 2014). Se ha tratado de mejorar los materiales odontológicos para aumentar la calidad de los tratamientos adicionando ciertos compuestos que mejoren sus características físicas, químicas y biológicas (Khurshid et al., 2015). Con el surgimiento de los nanomateriales, la incorporación de nanopartículas en los cementos bioactivos es una opción viable debido a sus propiedades únicas que les confiere su diminuto tamaño (Argueta et al., 2018) así mismo, las nanopartículas pueden mejorar la calidad de los productos al agregarle distintos grupos funcionales; además los nanoproductos son ampliamente utilizados en varios sectores industriales, medicina y en el campo de la odontología (Moszner et al., 2004).

Las nanopartículas en endodoncia han mostrado resultados prometedores. Se han discutido las diversas nanopartículas como grafeno, nanopartículas de plata, quitosano, nanopartículas de hidroxiapatita, compuesto de hierro, zirconia, ácido poli (láctico) co-glicólico, vidrio bioactivo, nanopartículas de dióxido de titanio, magnesio, óxido de calcio y óxido de cobre. Estas nanopartículas han obtenido y mostrado grandes resultados en diversas aplicaciones en endodoncia como la

incorporación de nanopartículas en selladores, materiales de obturación, irrigación y medicamentos intraconducto (Raura et al., 2020).

En la irrigación intraconducto para facilitar la eliminación física de materiales del conducto e introducir productos químicos para la actividad antimicrobiana para desmineralizar y disolver tejidos, etc., conociendo las limitaciones de los irrigantes convencionales, se han introducido nanopartículas en el desarrollo de nuevos materiales de irrigación. Las nanopartículas de quitosano han demostrado una mayor eficacia antibiofilm y tienen el potencial de inhibir las endotoxinas bacterianas. Estas nanopartículas provocan una mayor degradación bacteriana demostrada por una liberación organizada de especies de oxígeno singlete. Se sugiere su uso como enjuague final en la irrigación de los conductos radiculares, ya que no son tóxicos para las células eucariotas (Shrestha et al., 2014).

En los medicamentos intraconducto, la pasta de hidróxido de calcio es el material más utilizado, inicia la liberación de iones hidroxilo que aumenta el pH dentro del conducto radicular, lo que afecta al ADN, las membranas citoplasmáticas y las enzimas de los microorganismos. La nanopartícula de plata (tamaño 20 nm) se puede mezclar con hidróxido de calcio, y ha mostrado una mayor acción antibacteriana cuando se utiliza hidróxido de calcio solo o en combinación con clorhexidina (Afkhami et al., 2017).

La gutapercha (GP), utilizada para el proceso de obturación, es un material de obturación biocompatible, inerte y estructuralmente estable; las últimas preparaciones han asimilado nanopartículas y biovidrio, para obtener propiedades oroactivas en la GP, fue informado por Lee et al. (2015) que el compuesto de nano-diamante GP (NDGP) incrustado con amoxicilina dio como resultado propiedades mecánicas superiores (como resistencia y módulo de elasticidad) sobre el GP de uso rutinario.

Además, debido a que se requiere un sellador para rellenar los huecos que se producen entre el material de obturación y la dentina radicular con el fin de lograr un sellado ajustado al fluido, un estudio fue realizado por Kishen et al. (2008) en el que se incorporaron nanopartículas (NPs) de quitosano y óxido de zinc en los selladores de obturación. Los resultados mostraron que estas NPs inhibieron la

penetración bacteriana en el conducto, lo que llevó a la conclusión de que la inclusión de estas NPs en los selladores dio un resultado exitoso. El óxido de zinc se ha sintetizado como una nanopartícula para aplicaciones como sellador y está disponible comercialmente como NanoSeal-S (Prevest DenPro). Del Carpio-Perochena et al. (2015) posteriormente en su estudio concluyó que los selladores endodónticos cargados de quitosano mantuvieron su eficacia antibacteriana durante más tiempo.

Finalmente, respecto a los cementos de reparación radicular se han evaluado algunas de las propiedades del MTA con distintos tipos de nanopartículas.

Samiei et al. (2013), evaluaron las propiedades antimicrobianas del MTA de Angelus y la mezcla de MTA con nanopartículas de plata (1% en peso; MTA / SN) mediante la técnica de difusión en agar contra *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus* y *Candida albicans*; el estudio reveló que para *E. faecalis*, *C. albicans* y *P. aeruginosa*, la zona de inhibición microbiana de MTA / SN fue significativamente mayor que la de MTA ($P = 0,000$). Mientras que no hubo diferencias significativas entre el efecto de MTA y MTA / SN sobre *S. aureus* ($P > 0,05$). Según los resultados de este estudio, la adición de nanopartículas de plata al MTA mejoró su eficacia antimicrobiana.

Conforme a que las nanopartículas de plata (AgNP) pueden mejorar algunas propiedades de los cementos, Vazquez et al. (2016) evaluaron el efecto de las AgNP sobre las propiedades fisicoquímicas / mecánicas y la actividad antibacteriana del MTA blanco (WMTA) y el PC (Cemento Portland) asociado con ZrO_2 , donde La adición de AgNP a WMTA aumentó el pH, disminuyó la solubilidad y los tiempos de fraguado inicial y final. La adición de AgNP a PC / ZrO_2 mantuvo el pH, redujo la solubilidad y aumentó el tiempo de fraguado y la resistencia a la compresión. La radiopacidad de todos los materiales fue superior a 4 mmAl (milímetros de aluminio). La adición de AgNP promovió un aumento de la actividad antibacteriana de los cementos de silicato de calcio y favoreció las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de los materiales.

Así mismo, mediante la modificación de la composición del cemento MTA, se ha evaluado; la liberación de iones de calcio, el pH y el ajuste del agregado de trióxido mineral (MTA) Angelus®, en una formulación experimental nano-híbrida que contiene nano-SiO₂, nano-Al₂O₃ y nano-TiO₂ y nano-óxidos, donde todos los materiales eran alcalinos y capaces de liberar calcio. La adición de nanopartículas a MTA Angelus® disminuyó significativamente el tiempo de fraguado (MTA nanohíbrido 14.66 ± 1.45, Angelus + nanoóxidos 24.33 ± 0.88 y Angelus 39.00 ± 2.08 (seg) ($P < 0.001$), pero no tuvo ningún efecto sobre la liberación de iones de calcio o el pH (Akhavan et al., 2017), en un estudio de seguimiento sobre las mismas formulaciones experimentales nano-híbridas del MTA con nano-TiO₂, nano-SiO₂ y nano Al₂O₃ se sometieron a pruebas de resistencia a la compresión en una máquina de prueba universal, y se concluyó que la adición de nanopartículas afectó la resistencia a la compresión de los cementos, aumentando significativamente en función del tiempo en todos los grupos (Akhavan et al., 2016).

Con el fin de seguir indagando en las propiedades de los cementos que son modificadas por las NPs, más recientemente en otro estudio, se evaluó la eficacia de sellado de MTA con y sin nanopartículas de plata en las cavidades retroreparadas del extremo de la raíz, mediante la medición de la fuga bacteriana de *Enterococcus faecalis*, donde el MTA sin plata NPs exhibió una mejor capacidad de sellado que el MTA con nanopartículas de plata, demostrando una diferencia significativa en la fuga bacteriana entre los dos grupos, posiblemente debido a la alteración de la homogeneidad del material, la alteración de la absorción de agua y una menor expansión durante el fraguado, en el estudio se observó que el MTA se vuelve más poroso y soluble si se disminuye la relación polvo-líquido (Eskandarinezhad et al., 2017).

De los nanomateriales anteriormente mencionados, las NPs de TiO₂, han logrado mostrar mejores resultados, por ejemplo, en un estudio del año 2013, se investigaron las propiedades mecánicas y de autolimpieza del cemento Portland blanco modificado con NPs de TiO₂ comerciales (diámetro 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 nanopartículas de TiO_2 en el cemento, aumentaba la propiedad de autolimpieza de las muestras y se mejoró la resistencia a la compresión y a la flexión mientras se disminuyó su tiempo de fraguado a un nivel de reemplazo máximo de 1.0% de TiO_2 NPs (Khataee et al., 2013).

En base a lo anterior, para mejorar las propiedades del MTA Angelus® White se incluyó la incorporación de nanopartículas de dióxido de titanio (NPs de TiO_2) de 80 nm 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 del MTA. La resistencia a la compresión se determinó mediante el método ISO-9917. Cada material se mezcló y se colocó en un molde de acero inoxidable dividido (que medía 4,0 mm de diámetro interior y 6,0 mm de altura), posterior a 120 seg, el material se mantuvo a 37 ° C, la evaluación de la resistencia a la compresión se realizó 4 días después de la mezcla, se aplicó fuerza a una velocidad de la cruceta de 1 mm / min., en base a los resultados hubo un efecto significativo en todas las propiedades evaluadas, logrando valores significativamente más altos en el grupo con nanopartículas de TiO_2 que el grupo sin estas partículas; al incorporar las nanopartículas de TiO_2 con una relación en peso de 1% se ha observado un aumento el tiempo de fraguado, el tiempo de trabajo, la resistencia a la compresión y la fuerza de unión del MTA (Samiei et al., 2017).

En otro estudio de seguimiento del mismo autor, para asegurar que no son afectadas las características ideales de MTA modificado con TiO_2 al 1%, evaluó la citotoxicidad de este material en diferentes tiempos de almacenamiento después de mezclarlo en fibroblastos gingivales humanos (HGF), y 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 celular de HGF ($P > 0.05$); es así que la incorporación de nanopartículas de TiO_2 en MTA al 1% en peso no tiene ningún efecto negativo sobre su biocompatibilidad (Samiei et al., 2017).

De acuerdo con la revisión de la literatura son más los artículos publicados acerca de la modificación de la composición del MTA con nanomateriales (Samiei et

al.,2017; Khataee et al., 2013; Eskandarinezhad et al., 2017); por su parte el Biodentine u otros cementos reparadores contemporáneos, han sido muy poco estudiados y en menor medida se ha reformado su formulación.

En general, son favorables los resultados obtenidos en la mayoría de los estudios del MTA modificado con nanomateriales, sin embargo, la implementación y la búsqueda del material ideal sigue puesto en práctica. Algunos de los esfuerzos para mejorar las propiedades del MTA incluyen entonces la incorporación de algunas nanopartículas como plata, zinc y dióxido de titanio (TiO_2), que como se reportó han llamado la atención en el campo de los materiales dentales (Samiei et al., 2013; Mestieri et al., 2014; Bahador et al., 2014). Las nanopartículas de TiO_2 tienen amplias aplicaciones industriales, como en productos farmacéuticos, pigmentos y cosméticos, particularmente con una amplia gama de usos en el campo biomédico como agente integrador del tejido óseo (Besinis et al., 2015; García et al., 2015). En un estudio, la incorporación de nanopartículas de TiO_2 al cemento Portland blanco resultó en un aumento en sus resistencias a la flexión y compresión y una disminución en su tiempo de fraguado (Khataee et al., 2013). Dadas las similitudes entre el MTA y el cemento Portland, se espera que la incorporación de estas nanopartículas al MTA mejore sus propiedades.

De esta manera, los estudios antes mencionados, impulsan a futuras investigaciones para agregar nanoestructuras de TiO_2 a distintos cementos bioactivos pudiendo ser una opción para mejorar las propiedades físicas y mecánicas del cemento, así como sellado del conducto radicular e impulsar los efectos antibacterianos de estos cementos en los tratamientos de endodoncia.

III. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Endodoncia y objetivo principal:

El campo de la endodoncia representa una disciplina clínica que comprende el desarrollo de actividades académicas especializadas en microbiología, biología oral, patología, epidemiología, radiología y biomateriales, todas al servicio del diagnóstico, la prevención y el tratamiento de la patología pulpar y periapical (Paul, 2010). La Asociación Americana de Endodoncia la define como la rama de la odontología que trata la morfología, fisiología, y patología de la pulpa dental y los tejidos perirradiculares. (AAE, 2015).

La pulpa dental se encuentra comunicada con los tejidos periodontales a través del foramen apical y los conductos laterales; la exposición de la pulpa dental o los tejidos perirradiculares a los microorganismos resultan en el desarrollo de la patosis pulpar y perirradicular el sellado de todas las vías entre la porción coronal y apical del sistema del conducto radicular es el objetivo principal de todo tratamiento endodóntico (Torabinejad y Chivian, 1999).

Materiales de reparación del conducto radicular:

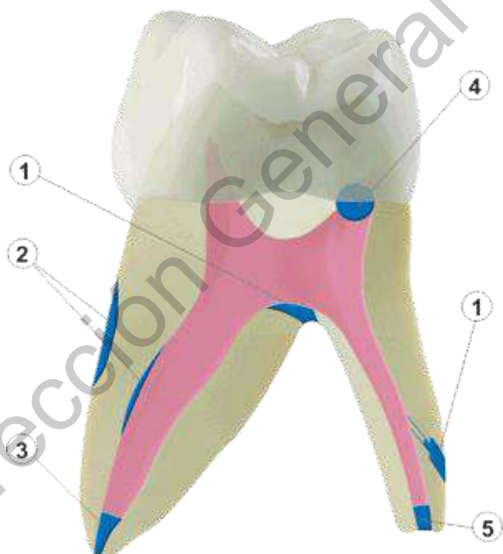


Figura 1. Las aplicaciones clínicas del MTA incluyen: 1) Reparación de perforaciones radiculares durante el tratamiento del conducto radicular, 2) Reparación de reabsorción radicular, 3) Obturación del extremo radicular, 4) Recubrimiento pulpar y 5) Apexificación. Fuente: Vía webside: www.dentsply.com.au.

Entre los materiales endodónticos utilizados para cumplir con el objetivo del tratamiento endodóntico, los materiales de relleno y reparación del conducto radicular cumplen con la función de sellar la raíz para eliminar esa entrada de productos bacterianos o prevenir la penetración bacteriana u otro material tóxico para los tejidos perirradiculares (Erkut et al., 2006). Se sabe que el material ideal para la reparación radicular debería ser capaz de sellar las comunicaciones entre el

sistema del conductos radiculares y los tejidos circundantes y ser biocompatible, dimensionalmente estable, radiopaco (Barthel et al., 2000), además debe ser no soluble y no absorbible en contacto con fluidos tisulares (Erkut et al., 2006), no tóxico y, lo que es más importante, en aplicaciones de endodoncia, ser bioactivo (Lucian y Bud, 2016).

Muchos son los materiales reparadores radiculares que se han utilizado en la terapia del conducto radicular no quirúrgica y quirúrgica (Figura 1), dichos materiales incluyen la amalgama dental y el material restaurador intermedio (IRM), sin embargo, el agregado de trióxido mineral (MTA) es un material biocerámico que se ha desarrollado específicamente como material de relleno del extremo de la raíz y para la reparación de perforaciones furcales (Torabinejad y White, 1995).

Biocerámicos y su evolución:

Fueron introducidos a la endodoncia gracias a la expansión en sus distintas aplicaciones, a sus propiedades fisicoquímicas que los hacen tan interesantes.

En primer lugar, su perfil hidrofílico; ya que pueden establecerse en un ambiente húmedo, como la dentina, la cual está compuesta por casi el 20% de agua (Koch et al., 2010). En segundo lugar, porque posee excelentes propiedades de biocompatibilidad debido a su similitud con la hidroxiapatita biológica. En tercer lugar, por presentar capacidad osteoinductora intrínseca, logrando un excelente sellado hermético al formar un enlace químico con la estructura del diente, y finalmente por poseer una buena radiopacidad y gran capacidad antibacteriana (Raghavendra et al., 2017).

Los biocerámicos son materiales cerámicos biocompatibles u óxidos metálicos con capacidad de sellado mejorada, actividad antibacteriana y antimicótica aplicada para uso en medicina y odontología (Raghavendra et al., 2017), cuyo prefijo “bio” se refiere a su biocompatibilidad (Simon y Flouriot, 2016).

Tienen la capacidad de funcionar como tejidos humanos o de reabsorberse y estimulan la regeneración de tejidos (Raghavendra et al., 2017), los cuales incluyen alúmina y zirconio, vidrio bioactivo, cerámica de vidrio, silicatos de calcio,

hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles (Best et al., 2008; Raghavendra et al., 2017) (Figura 2).

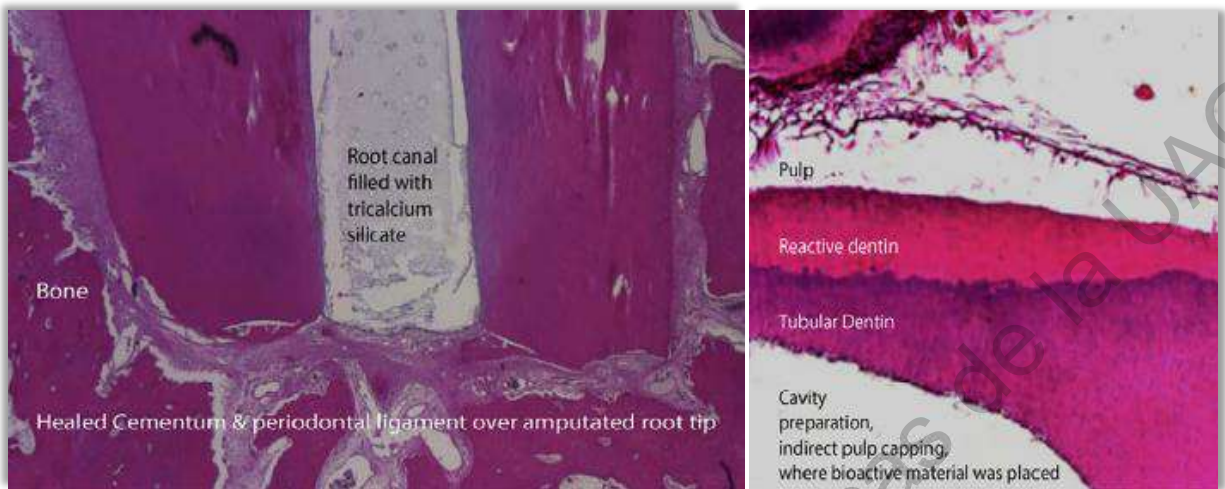


Figura 2. Secciones histológicas de un canino después de 60 días después de la obturación y recubrimiento de la cavidad tratados con materiales de silicato tri/dicálcico. Ambas fotos muestran la respuesta reparativa con respecto a los materiales (Primus et al., 2019).

Los términos "biocerámico", "MTA" y "cemento de silicato de calcio" pueden ser confusos, ya que no todas las propiedades se comparten entre dichos materiales. Las diferentes composiciones de los cementos, las variaciones en la distribución del tamaño como el tamaño de partícula, espesantes, acelerantes y otros componentes pueden afectar las propiedades de manejo y las reacciones de configuración. Históricamente los cementos catalogados como biocerámicos surgen a partir de la composición del Cemento Portland (Ha et al., 2017).

Posteriormente, los cementos basados en silicato tricálcico hidráulico, una nueva generación de cementos con propiedades mejoradas se ha lanzado en el transcurso de los últimos años. El término hidráulico, se refiere a que el material puede establecerse en ambientes húmedos (Prati y Gandolfi, 2015); sus propiedades mejoran cuando entra en contacto con fluidos; es importante tener en cuenta esta información, ya que todos los materiales que se usan en odontología están siempre en contacto con fluidos tisulares, saliva y sangre (Duarte et al., 2018).

Los cementos basados en silicato de calcio hidráulico (CSCH) involucran a toda la familia de cementos similares al Mineral Trióxido Agregado (MTA) y los cementos en base a silicato tricálcico puro (Prati y Gandolfi, 2015) (Figura 3).

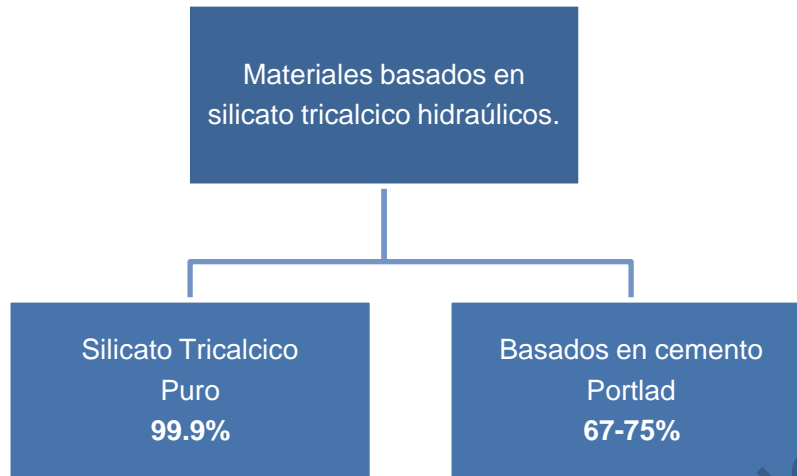


Figura 3. Clasificación de los cementos bioactivos a base de silicatos tricálcicos hidráulicos. (Corral et al., 2016).

Agregado de trióxido mineral (MTA):

En las últimas dos décadas, el agregado de trióxido mineral mayor conocido como MTA se ha convertido en uno de los materiales de endodoncia más estudiados (Jitaru et al., 2016). Fue el primer material biocerámico utilizado con éxito en endodoncia, introducido por el Dr. Torabinejad (1993), históricamente se comercializó bajo la denominación de ProRoot MTA (Prati y Gandolfi, 2015).

Basado en la composición del cemento Portland, el MTA contiene: 75% silicato tricálcico: 3CaO-SiO_2 , aluminato tricálcico: $3\text{CaO-Al}_2\text{O}_3$, silicato dicálcico: 2CaO-SiO_2 , aluminato férrico tetracálcico: $4\text{CaO-Al}_2\text{O}_3\text{-Fe}_2\text{O}_3$. 20% óxido de bismuto: Bi_2O_3 , 4.4% sulfato de calcio dihidratado: $\text{CaSO}_4\text{-}2\text{H}_2\text{O}$) y 0.6% de impurezas metálicas, provenientes de los minerales naturales utilizados como materia prima. (Rodríguez y Bolaños, 2011). Cada uno de estos compuestos le proveen las siguientes propiedades:

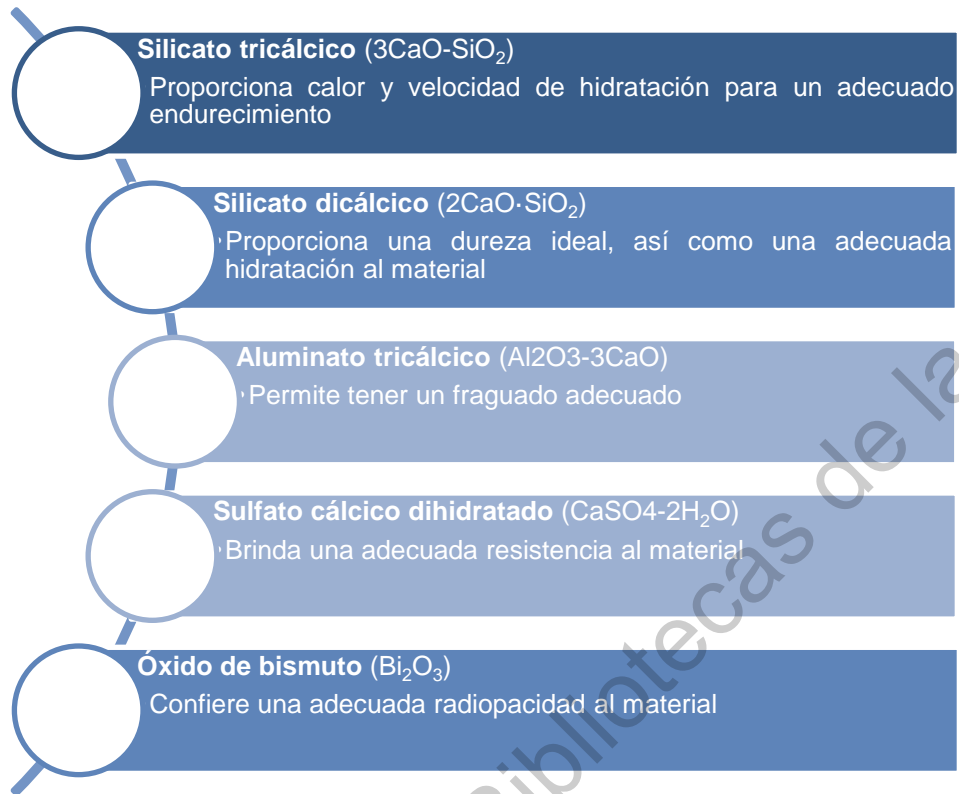


Figura 4. Compuestos que conforman el Agregado de trióxido mineral (MTA) y sus propiedades (Rodríguez y Bolaños, 2011).

Se desarrolló y recomendó inicialmente como material de relleno del extremo de la raíz en obturaciones retrogradas y posteriormente se ha utilizado para el recubrimiento pulpar, pulpotomía, apexogénesis, formación de barrera apical en dientes con ápices abiertos, reparación de perforaciones de la raíz y como material de relleno del conducto radicular (Lucian y Bud, 2016) (Imagen 1), así, su rendimiento se atribuye principalmente a su bioactividad (es decir, la capacidad de producir una capa de apatita cuando está en contacto con fluidos fisiológicos) (Tay et al., 2007).

La primera formulación de MTA, patentada en 1995, fue aquella compuesta de cemento Portland gris (ProRoot MTA) con la adición de polvo de óxido de bismuto como radiopacificador; se descubrió que el material tenía menos citotoxicidad y mejores resultados en biocompatibilidad y capacidad de sellado de

microfiltraciones, sin embargo, de acuerdo a estudios realizados, se reportó que el material causaba decoloración de la corona clínica, debido a sus altos niveles de óxidos metálicos (Torabinejad y White, 1995; Jang et al., 2013). Por ello, en 2004, Primus propuso sucesivamente la versión blanca de MTA (ProRoot MTA Blanco) compuesta de cemento Portland blanco sin hierro en su composición, con menor concentración de óxidos metálicos y partículas más finas, con la finalidad de eliminar una posible pigmentación de los dientes y de los tejidos adyacentes (Primus, 2004):

Algunas otras propiedades de estos cementos hidráulicos, introducidos en el campo de la endodoncia, son así la capacidad de sellado, que se correlaciona con la expansión, la capacidad de fraguar en presencia de fluidos, y la liberación de iones hidroxilo y calcio que estimulan la liberación de fosfatasa alcalina y proteína morfogenética ósea, que participan en el proceso de mineralización (Gandolfi et al., 2010).

Se sabe que los cementos MTA tienen un pH alto, según Torabinejad y col. en Maroto et al. (2004) el pH obtenido por el MTA después de mezclado es de 10.2 y a las 3 horas, se estabiliza en un pH básico de 12.5, resultado del proceso de hidratación en los períodos iniciales antes de completar el ajuste, proporcionan un pH alcalino desfavorable para el crecimiento bacteriano y la formación de una barrera mineralizada en los tejidos adyacentes en el entorno, los valores de pH alcalinos aceleran la nucleación de la apatita, porque se vuelven soluble los iones OH y pueden incluirse en la apatita; por lo que son un tipo de cemento a base de silicato de calcio, biocompatible, antibacteriano que puede fraguar en un ambiente acuoso, siendo así apropiados para su uso clínico, sin embargo, se ha descrito que los primeros cementos de MTA presentaron ciertos inconvenientes como el tiempo de fraguado prolongado (2 horas y 45 minutos) como es el caso del MTA ProRoot, además, el potencial de decoloración de los dientes, ya mencionado y la dificultad de manejo, características que los llevaron a ser cementos altamente investigados con el fin de introducir en el mercado nuevos materiales de silicato tricálcico con propiedades mejoradas (Marciano et al., 2016).

Además, el MTA a los 21 días resiste fuerzas compresivas de 70 MPa (megapascales) siendo semejante a la del IRM y super EBA, pero expresivamente menor que la de la amalgama, que es de 311 MPa, debido a esto el MTA no se puede utilizar como base, o como material de restauración temporal (Bellet et al., 2006); el MTA requiere de humedad para poder desarrollar sus propiedades de manera óptima, es recomendable la colocación de un pellet de algodón húmedo al material, de acuerdo a las recomendaciones del fabricante, para proporcionar al MTA una humedad adicional, lo cual se traduce en una cita adicional para remover la bolita de algodón y reemplazar la restauración temporal por una final” (Moinzadeh et al., 2015).

Estas limitaciones dieron lugar al desarrollo de nuevas composiciones químicas en los cementos; para superar estos inconvenientes, se lanzaron materiales cuya base son también silicatos de calcio (Margunato et al., 2015).

MTA Angelus® White:

Con el fin de enriquecer las propiedades de los cementos anteriores, la casa comercial Angelus®, Londria introdujo al mercado el MTA Angelus® White en el año 2001, un cemento endodóntico biocerámico compuesto de óxidos minerales en forma de partículas hidrofílicas, indicado también en casos de perforación radicular, reabsorciones internas, obturación retrógrada, protección pulpar directa, pulpotomía, apexogénesis y apexificación (Giani, 2017).

El MTA Angelus® White está compuesto silicato tricálcico (51%), silicato dicálcico (10%), aluminato tricálcico (11%), aluminato férrico tetracálcico (3%), óxido de bismuto (20%) y óxido de calcio (5%) (Rodríguez et al., 2015).

MTA Angelus fragua dentro de los 15 minutos posteriores a su preparación. En ocasiones, es deseable reducir el tiempo de fraguado, ya que los médicos pueden asegurarse de que el material se fragüe en el momento de la colocación y puedan continuar con sus procedimientos de restauración sin preocuparse por el lavado del MTA. El tiempo de fraguado reducido de MTA Angelus es el resultado de la reducción de la concentración de sulfato de calcio, que es la sustancia responsable

del mayor tiempo de fraguado en la formulación original; además ha mostrado un menor potencial de tinción, la diferencia entre los dos colores se debe principalmente a una disminución en las concentraciones de óxidos de hierro, aluminio y magnesio (Asgary et al. 2005).

La resistencia a la compresión se correlaciona con la etapa de hidratación y la presión durante la aplicación del MTA (Nekoofar et al., 2007), con respecto al MTA White de Angelus se reportó una resistencia a la compresión de 45,84 MPa a los 3 días y 86.02 MPa a los 28 días (Islam et al., 2006). Sin embargo, de acuerdo con Torres *et al.* (2018) la solubilidad presentada por inmersión en agua destilada del WMTA (White MTA Angelus) a los 7 días fue de $-1,36(\pm 0,69)$ % y a los 30 días $4,12(\pm 2,06)$. La solubilidad observada para MTA puede asociarse con la presencia de óxido de bismuto como radiopacificador, que aumenta la porosidad del cemento, disminuyendo su estabilidad mecánica y aumentando su solubilidad, así como también el incremento de agua en la mezcla (Torres *et al.*, 2018).

El agregado de trióxido mineral ha sido un material revolucionario en endodoncia y se ha convertido en uno de los más ampliamente estudiados (Parirokh et a., 2010).

MTA Viarden®:

La introducción del MTA, impulsó su modificación y comercialización, MTA Viarden® de la empresa Viarden 100% mexicana, es un cemento compuesto con diferentes silicatos, sulfatos, aluminatos y óxidos lo que le proporciona excelentes características además de ser blanco para mejor estética y de partículas muy finas para lograr sellados adecuados, está acondicionado con un material radiopaco para poder verlo adecuadamente en una radiografía; este es un cemento higroscópico por lo que fragua en presencia de humedad, después de este proceso tiene un pH alcalino que es similar a los cementos de hidróxido de calcio. Por las características del MTA Viarden es útil para sellar perforaciones, ya sean estas por reabsorción interna o externa, o por una perforación durante el tratamiento endodóntico o durante la preparación para la colocación de un endoposte. MTA White de Angelus y MTA Viarden, presentan características similares, en un estudio realizado

recientemente, se comparó el grado de microfiltración coronal de MTA Viarden® y MTA Angelus® cuando se utiliza como agente obturador de pulpotomías, usando como método la penetración de colorante con tinta china, donde MTA Angelus® y MTA Viarden® no revelaron diferencias estadísticamente significativas, lo que sugiere que cualquier marca que se desee usar es una buena opción (Aguilar et al., 2019).

En la búsqueda del material endodóntico ideal, se han desarrollado y comercializado nuevos CSCH, los cuales superan algunos de los inconvenientes de los cementos originales, tales como: tiempo de fraguado prolongado, manipulación, solubilidad en un ambiente demasiado húmedo (es decir, sitios de sangrado), baja radiopacidad y alto costo (Gandolfi et al., 2015; Prati y Gandolfi, 2015).

Biodentine™:

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

Sus propiedades son similares a las de la dentina, por lo que son útiles en odontología restauradora y endodoncia (Loison-Robert et al., 2018). Según el fabricante, los componentes principales de Biodentine (BD) son polvo: silicato tricálcico (3CaO-SiO_2), aditivos: carbonato de calcio (CaCO_3), cloruro de calcio (acelerador), polímero hidrosoluble basado en policarboxilato (agente reductor de agua) (Alotaibi et al., 2018) y radiopacificador: óxido de zirconio y óxido de hierro (ZrO_2) (Alotaibi et al., 2018).

Septodont afirma ser capaz de mantener un equilibrio entre las dos características a través de su agente reductor de agua y ofrecer un producto homogéneo, denso y

con una resistencia máxima. Sin embargo, la mayor parte de los datos disponibles en Biodentine provienen del fabricante y se realizan pocas investigaciones independientes. Comparado con otros materiales como el MTA, el Biodentine es suficientemente estable, por esto puede usarse como base cavitaria, y obturaciones temporales, como recubrimiento pulpar directo luego de una exposición pulpar por caries, recubrimiento pulpar directo luego de un traumatismo dentoalveolar, en la reparación de perforaciones en conductos radiculares o piso de cámara pulpar, en la cirugía endodóntica retrógrada, así como en la pulpotomía en molares temporarios y la apexificación (Cedres y Giani, 2014).

Tiene un tiempo de fraguado inicial de 12 minutos y un tiempo de fraguado final de 45 minutos (una función del cloruro de calcio agregado al líquido) (Raghavendra et al., 2017), el pH inicial es de 12,24 y disminuye a 8,18 a las 24 h (Loison-Robert et al., 2018). Lo cual inhibe el crecimiento de microorganismos y puede desinfectar la dentina (Raghavendra et al., 2017).

Distintos valores sobre la resistencia a la compresión han sido reportados para BD después de un día de almacenamiento oscila entre 61,35 MPa, 78,5 MPa (Nekoofar et al., 2018) hasta 200 MPa. BD tiene la capacidad de continuar mejorando con el tiempo durante varios días hasta alcanzar 300 MPa después de un mes, similar a la resistencia a la compresión de la dentina natural de 297 MPa (Raghavendra et al., 2017). Por lo cual se denomina a este material “sustituto de dentina”, dicha resistencia (resultado del bajo nivel de agua) mejora sustancialmente el MTA y el del cemento Portland (Grech et al., 2013).

Tabla 1. Resumen de Materiales basados en silicato tricálcico hidráulicos

Material	Tiempo de fraguado inicial (min)	Tiempo de fraguado final (min)	Resistencia a la compresión	Tamaño de partícula	Composición
Portland	70	720	8 MPa/24 horas, 15 MPa/3 días, 23 MPa/1 sem, 35 MPa/4 sem, 41 MPa/3 sem.	10.47 ± 6.25 μm	Cal (CaO) 60-66%, sílice (SiO ₂) 19-25%, alúmina (Al ₂ O ₃) 3-8% y óxido férrico (Fe ₂ O ₃) 1-5%. El cemento Portland se fabrica mediante un proceso de clinker de los materiales sin procesar. La composición del clínker de cemento Portland es: 55% silicato tricálcico, 20% silicato dicálcico, 10% aluminato tricálcico y 10% aluminoferrita tetracálcica.
MTA ProRoot	40	140-170	70 MPa/21 días.	10.48 ± 5.68 μm	75% silicato tricálcico: 3CaO-SiO ₂ , aluminato tricálcico: 3CaO-Al ₂ O ₃ , silicato dicálcico: 2CaO-SiO ₂ , aluminato férrico tetracálcico: 4CaO-Al ₂ O ₃ -Fe ₂ O ₃ . 20% óxido de bismuto: Bi ₂ O ₃ , 4.4% sulfato de calcio dihidratado: CaSO ₄ ·2H ₂ O) y 0.6% de impurezas metálicas, provenientes de los minerales naturales utilizados como materia prima.
MTA White Angelus	15	140-170	45,84 MPa/3 días y 86.02 MPa/28 días.	12.74 ± 7.52 μm	Silicato tricálcico (51%), silicato dicálcico (10%), aluminato tricálcico (11%), aluminato férrico tetracálcico (3%), óxido de bismuto (20%) y óxido de calcio (5%).
Biodentine	12	45	61,35 MPa, 78,5 MPa/24 horas y 300 MPa/28 días.	5 μm	Polvo: silicato tricálcico (3CaO-SiO ₂), aditivos: carbonato de calcio (CaCO ₃), cloruro de calcio (acelerador), polímero hidrosoluble basado en policarboxilato (agente reductor de agua) (Alotaibi et al., 2018) y radiopacificador: óxido de zirconio y óxido de hierro (ZrO ₂).

Resistencia a la compresión, importancia de las propiedades mecánicas en los cementos bioactivos:

Hoy en día se busca que estos materiales tengan las propiedades ideales tanto de biocompatibilidad con los tejidos, sellado y resistencia para que así 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, lo más apropiado sería colocar un material que tenga excelentes propiedades tanto de resistencia como dureza (Torabinejad et al., 1995).

Indiscutiblemente, son abundantes los artículos que comparan y demuestran a través de estudios *in vitro* si existen propiedades mejoradas en de los cementos contemporáneos en comparación con el MTA (Kaur et al., 2017), sin embargo, durante las aplicaciones clínicas como la reparación de perforaciones o la apexificación, los materiales pueden entrar en contacto con fluidos tisulares como la saliva o la sangre, estos pueden penetrar en el MTA o en cementos a base de silicato tricálcico y afectar su resistencia al alterar el mecanismo de fraguado que conduce al fallo del cemento (Oloomi et al., 2013). Esto debido al "atrapamiento de aire" de las proteínas sanguíneas que afectan la microestructura de los cementos y aumentan su porosidad; la resistencia a la compresión es un indicador de los procesos de fraguado e hidratación, se considera una de las principales e importantes propiedades físicas de los cementos hidráulicos (Nekoofar et al., 2010).

El hecho de obtener buena resistencia a la compresión cobra una gran importancia en los materiales empleados en terapias pulpares vitales o en la reparación de la estructura radicular, cuando un biocerámico se usa como material restaurador, este puede estar sometido a estrés masticatorio, deberá soportar las fuerzas masticatorias, la media de las fuerzas ejercidas del sexo masculino fue de 698, 516, 322 y 220 N, en las regiones molar, premolar, canina e incisiva, respectivamente (Curiqueo et al., 2015), por lo que es necesario un conocimiento adecuado sobre la

resistencia a la compresión para evitar la falla del cemento fraguado (Kaup et al., 2015).

La resistencia compresiva se define como la carga máxima a la que un material se fractura, la muestra del material es sometida a fuerza compresiva en una máquina de ensayo universal, configurada con una fuerza de carga en newtons (N) y los valores obtenidos de resistencia máxima son transformados a megapascales (MPa) (Kenneth y Phillips, 2004).

El cálculo de la resistencia a la compresión, C , en megapascales se realiza utilizando la ecuación descrita en la ISO 9917-1:2007:



Figura 5. Fórmula para calcular la resistencia a la compresión según la ISO 9917-1:2007.

Una de las principales desventajas de los cementos ya existentes en base a silicato de calcio son las bajas propiedades mecánicas, debido a la presencia de componentes como los aluminatos, o entre otros, que finalmente determinan la fragilidad del producto (Cedres y Giani, 2014). En base a las investigaciones ésta diferencia en los valores de resistencia a la compresión entre los cementos puede deberse a diferencias en su composición (Boumiz et al., 1996; Kogan et al., 2006). Aunado a esto, hay estudios que han analizado que la solubilidad de un material de reparación radicular o sellado de conductos está en relación permanente con la porosidad que este material puede tener. La porosidad y otros defectos de la

microestructura del sellador endodóntico pueden producir focos de debilidad estructural y resistencia a la tracción del material, produciendo microfisuras (De-Deus et al., 2015).

Las microfisuras se definen como una disminución en la resistencia parcial o total de un sellador, que puede causar fugas dentro del cemento endodóntico en el conducto radicular. Por lo tanto, cuando usamos el término poros cuando hablamos de un material endodóntico, nos referimos a la interacción entre sus componentes y propiedades físicas (De-Deus et al., 2015).

Biodentine es el que mayor resistencia a la compresión presenta, característica que se le atribuye la baja relación agua/cemento y gracias al polímero soluble en agua, no obstante, la mayor parte de los datos disponibles en Biodentine provienen del fabricante y se realizan pocas investigaciones independientes (Grech et al., 2013).

Por otro lado, el tiempo de fraguado prolongado implica una alta probabilidad de contaminación del MTA con fluidos orales antes de que el material se haya solidificado por completo. Teniendo en cuenta la relación líquido a polvo, se ha demostrado que el exceso de agua reduce las propiedades físicas y, en particular, un incremento en el grado de porosidad (Torabinejad y Chivian, 1999).

Como síntesis, tenemos que los materiales dentales actuales para la reparación de la raíz aún no poseen todas las características deseables; la mejora de estos materiales para prevenir la reinfección indeseable de los conductos radiculares dentales es un desafío para la odontología contemporánea. Es así, que se necesita una buena biocompatibilidad y propiedades fisicoquímicas del material de sellado cuando está en contacto con los tejidos circundantes para lograr un resultado exitoso a largo plazo (Matteo et al., 2015).

Actualmente, se ha intentado encontrar una solución para acortar el tiempo de fraguado de estos materiales para mejorar las propiedades físico químicas de los cementos bioactivos como la resistencia a la compresión (Santos et al., 2005; Vagharedin et al., 2016), de igual manera se ha afirmado que un material que es

capaz de prevenir la penetración de moléculas pequeñas a través de su superficie debería ser capaz de prevenir sustancias más grandes como las bacterias y sus subproductos garantizando una mayor resistencia (Torabinejad y Chivian, 1999).

Nanomateriales:

Hoy en día, la nanotecnología, un campo emergente de la ciencia con un uso cada vez mayor en materiales odontológicos, ha permitido la producción de materiales dentales a nanoescala con propiedades fisicoquímicas mejoradas.

Los nanomateriales son materiales dimensionados de 1 a 1000 nm en al menos una dimensión, y generalmente de 1 a 100 nm. Las nanopartículas son nanomateriales unidimensionales (1D) que pueden ser tan pequeños como el átomo y de escala molecular. Los efectos de superficie y los efectos cuánticos son las dos propiedades principales de los nanomateriales que hacen que muestren características significativamente diferentes de los materiales a granel. Haciendo referencia al tamaño nanométrico que ocupan las nanopartículas, mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) se ha mostrado que el MTA White consiste en un polvo de partículas hidrofílicas muy finas que oscilan entre $12.74 \pm 7.52 \mu\text{m}$ aproximadamente de tamaño, el cual al mezclarse se forma en un gel coloidal que solidifica transformándose en una estructura dura (Rodríguez A et al., 2015; Porter et al., 2010).

El tamaño de partícula de MTA es importante para sus aplicaciones clínicas en odontología ya que un sellado adecuado entre el material y la dentina es un factor crítico para el éxito del tratamiento (Muliya et al., 2019); es necesario entonces que el tamaño de partícula de la MTA sea más pequeño que el tamaño de los túbulos dentinarios, permitiendo que las partículas de la MTA penetren en los túbulos para proporcionar un sellado adecuado y eviten así mismo la presencia de poros o microfiltración que disminuyen la resistencia del cemento; la adición de nanoestructuras podría facilitar un sellado adecuado cuando se usa este material, cemento reparador (Argueta et al., 2018).

Se han sugerido varios métodos para mejorar la resistencia de los cementos dentales debido a la importancia en la carga funcional del material, el mejorar las propiedades biológicas de los cementos ha sido el tema de muchas investigaciones; una idea novedosa para aumentar la resistencia a la compresión y las propiedades mecánicas de los materiales dentales es agregar nanopartículas a la matriz de cemento (Hosseinzade et al., 2016).

Los nanomateriales metálicos, que contienen las propiedades especiales tanto de los nanomateriales como de los materiales metálicos. Debido a su tamaño y morfología únicos, las nanopartículas metálicas son diferentes de los materiales convencionales en aspectos térmicos, ópticos, eléctricos y magnéticos, lo que las convierte en los materiales más dinámicos en el campo de la investigación y el desarrollo, y tienen una gran influencia en el desarrollo económico y social (Bai et al., 2019).

Algunos de los esfuerzos para mejorar las propiedades de MTA incluyen la incorporación de algunas nanopartículas como, disulfuro de hierro (FeS_2), plata, zinc (Shrestha et al., 2014, Afkhami et al., 2017 y Raura et al., 2020) y dióxido de titanio (TiO_2), últimas que han llamado la atención en el campo de los materiales dentales (Argueta et al., 2015) y en la modificación de las propiedades mecánicas de los cementos a base de silicato tricálcico como el MTA (Khataee et al., 2013, Samiei et al., 2017). Las nanopartículas de TiO_2 tienen amplias aplicaciones industriales, como en productos farmacéuticos, pigmentos y cosméticos, particularmente con una amplia gama de usos en el campo biomédico como agente integrante del tejido óseo (Samiei et al., 2017).

De igual modo la implementación de estos óxidos metálicos como el TiO_2 sobre cementos contemporáneos con tamaños de partículas de $5 \mu\text{m}$ como es Biodentine (Rajasekharan et al., 2014; Galarça et al., 2018), pudiera lograr mejorar sus propiedades mayormente importantes como la resistencia de la compresión con el fin de encontrar el cemento de reparación del conducto radicular ideal.

En un estudio, la incorporación de nanopartículas de TiO_2 al cemento Portland blanco dio como resultado un aumento en sus fuerzas de flexión y compresión y

una disminución en su tiempo de fraguado (Khataee et al., 2013). Dadas las similitudes entre MTA y el cemento Portland, se espera que la incorporación de estas nanopartículas al MTA mejore sus propiedades. Sin embargo, las nuevas composiciones de MTA o el uso de varios aditivos pueden afectar las características ideales del MTA, lo que requiere investigaciones exhaustivas. En este contexto, es importante prestar atención a las propiedades físicas del producto resultante (Samiei et al., 2017).

Es conveniente que los cementos endodónticos presenten una adecuada resistencia compresiva y dureza superficial, que asemejen más a la de los tejidos del diente. Actualmente, los efectos de materiales utilizados en endodoncia sobre su resistencia compresiva son poco investigados (Kenneth y Phillips, 2004).

IV. HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo:

El cemento bioactivo Biodentine modificado con NPs de TiO_2 presenta mayor resistencia a la compresión en comparación con el MTA-W y MTA-V modificados con NPs de TiO_2 .

Hipótesis nula:

El cemento biocerámico Biodentine modificado con NPs de TiO_2 no presenta mayor resistencia a la compresión en comparación con el MTA-W y MTA-V modificados con NPs de TiO_2 .

Dirección General de Bibliotecas de la UAQ

V. OBJETIVOS

V.1 Objetivo general

Determinar la resistencia a la compresión de los cementos bioactivos Biodentine, MTA-W y MTA-V modificados con NPs de TiO₂.

V.2 Objetivos específicos

- Obtener especímenes homogéneos de cementos bioactivos Biodentine, MTA-W y MTA-V modificados con NPs de TiO₂ de 25 nm al 1%.
- Comparar la resistencia a la compresión de los cementos bioactivos Biodentine, MTA-W y MTA-V modificadas con NPs de TiO₂ de 25 nm al 1.0% con los cementos Biodentine, MTA-W y MTA-V sin NPs de TiO₂.

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

VI.1 Tipo de investigación

Experimental puro comparativo.

VI.2 Población o unidad de análisis

Se elaboraron muestras cilíndricas de 6 mm de alto x 4 mm de diámetro estandarizadas según la norma ISO 9917-1:2007, en el Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro, con cementos bioactivos Biodentine, MTA-W y MTA-V mezcladas según el fabricante y modificadas con nanopartículas de TiO₂ al 1.0%.

VI.3 Muestra y tipo de muestra

Grupo control:

30 muestras cilíndricas

GRUPO BD: 10 muestras cilíndricas fabricadas con Biodentine según el fabricante (sin adición de NPs de TiO₂).

GRUPO MTA-W: 10 muestras cilíndricas fabricadas con MTA-W según el fabricante (sin adición de NPs de TiO₂).

GRUPO MTA-V: 10 muestras cilíndricas fabricadas con MTA-V según el fabricante (sin adición de NPs de TiO₂).

Grupo experimental:

De acuerdo con cada cemento, se consideraron 3 grupos de 15 muestras cilíndricas para cada grupo del estudio, para obtener diferencias significativas entre todos los grupos ($P < 0.05$). Siendo un total de 45 muestras.

GRUPO BD NPs: 15 muestras cilíndricas fabricadas con Biodentine modificadas con nanopartículas de TiO₂ al 1.0%.

GRUPO MTA-W NPs: 15 muestras cilíndricas fabricadas con MTA-W modificadas con nanopartículas de TiO_2 al 1.0%.

GRUPO MTA-V NPs: 15 muestras cilíndricas fabricadas con MTA-V modificadas con nanopartículas de TiO_2 al 1.0%.

VI.3.1 Criterios de selección

Criterios de inclusión

- Muestras cilíndricas de cemento bioactivo Biodentine, MTA-W y MTA-V 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-W y MTA-V modificadas con NPs 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 su superficie.

Criterios de eliminación

- Muestras que durante su manipulación sufran algún daño que imposibilite evaluar la resistencia a la compresión.

VI.3.2 Variables estudiadas

Tabla 2. Variables dependientes					
Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Unidad de medida
Resistencia a la compresión	Esfuerzo máximo que puede soportar un material bajo una carga de aplastamiento (Saul, 1960).	La resistencia a la compresión, según lo que establece la norma ISO 9917-1:2007 se mide fracturando muestras cilíndricas de cemento, en una máquina universal de pruebas. Se calcula a partir de la carga de ruptura dividida entre el área de la sección que resiste a la carga (Ward, 1997).	Cuantitativa Continua	De razón	MPa

Tabla 3. Variables independientes

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Unidad de medida
Cementos con y sin NPs de TiO ₂ :					
Biodentine™	Material sustituto bioactivo de la dentina. Polvo: silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato cálcico, óxido cálcico, óxido de hierro y óxido de circonio. Líquido: cloruro de calcio y un polímero hidrosoluble.	Se mezcla el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación.	Cualitativa politómica	Nominal	—
MTA Angelus® White	Material de reparación radicular. Polvo: Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, tungstato de calcio. Líquido: Agua estéril.	Se mezcla el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación.	Cualitativa politómica	Nominal	—

<p>MTA Viarden®</p>	<p>Cemento Polvo: Diferentes silicatos, sulfatos, aluminatos y óxidos. Líquido: Agua estéril.</p>	<p>Se mezcla el material bajo las instrucciones del fabricante para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación.</p>	<p>Cualitativa politómica</p>	<p>Nominal</p>
<p>Biodentine™ con NPs de TiO₂ al 1.0%</p>	<p>Material sustituto bioactivo de la dentina. Polvo: silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato cálcico, óxido cálcico, óxido de hierro y óxido de circonio. Polvo: NPs de TiO₂ al 1.0%. Líquido: cloruro de calcio y un polímero hidrosoluble.</p>	<p>Se mezclan los dos polvos dentro de una capsula, posteriormente se le agregara el líquido del Biodentine, para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación</p>	<p>Cualitativa politómica</p>	<p>Nominal</p>

<p>MTA Angelus® White con NPs de TiO₂ al 1.0%</p>	<p>Material de reparación radicular. Polvo: silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de calcio, tungstato de calcio. Polvo: NPs de TiO₂ al 1.0%. Líquido: Agua estéril.</p>	<p>Se mezclan los dos polvos dentro de una capsula, posteriormente se le agregara el líquido del Biodentine, para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación.</p>	<p>Cualitativa politómica</p>	<p>Nominal</p>
<p>MTA Viarden® con NPs de TiO₂ al 1.0%</p>	<p>Cemento Polvo: Diferentes silicatos, sulfatos, aluminatos y óxidos. Polvo: NPs de TiO₂ al 1.0%. Líquido: Agua estéril</p>	<p>Se mezclan los dos polvos dentro de una capsula, posteriormente se le agregara el líquido del Biodentine, para ser colocado en los moldes de 6 x 4 mm, dejando fraguar las muestras cilíndricas en condiciones libres de contaminación</p>	<p>Cualitativa politómica</p>	<p>Nominal</p>

VI.4 Procedimientos

FASE 1. Fabricación de moldes cilíndricos para las muestras

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

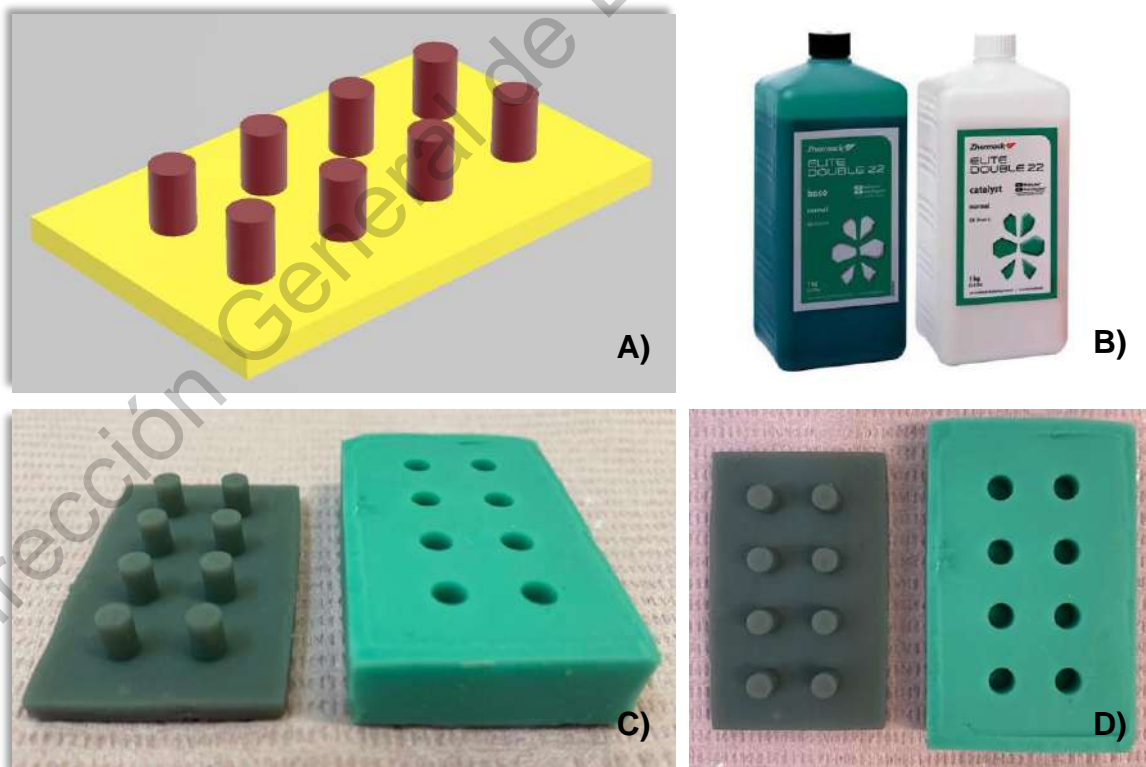


Figura 6. Fabricación de moldes; A) Imagen para impresión 3D, B) Silicón pesado de polivinilsiloxano y C), D) Impresión 3D y modelo obtenido. Fuente: Directa.

FASE 2. Nanopartículas de TiO₂ comerciales.

Las NPs de TiO₂ comerciales de Sigma-Aldrich presentaron forma cúbica y tamaño promedio de aproximadamente 22.8 ± 5.86 nm, coincidiendo con lo que describe la casa comercial (25 nm) (Tesis para obtener el título de Licenciatura en Odontología, presentada por Diana Estefanía Lara Juárez, "Propiedades morfológicas y antimicrobianas de sutura de seda funcionalizada con PDADMAC y nanopartículas metálicas"). Las imágenes se obtuvieron del Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria, del área de nanoestructuras y Biomateriales, de la Escuela Nacional de Estudios Superiores – UNAM, Unidad León (Figura 7).

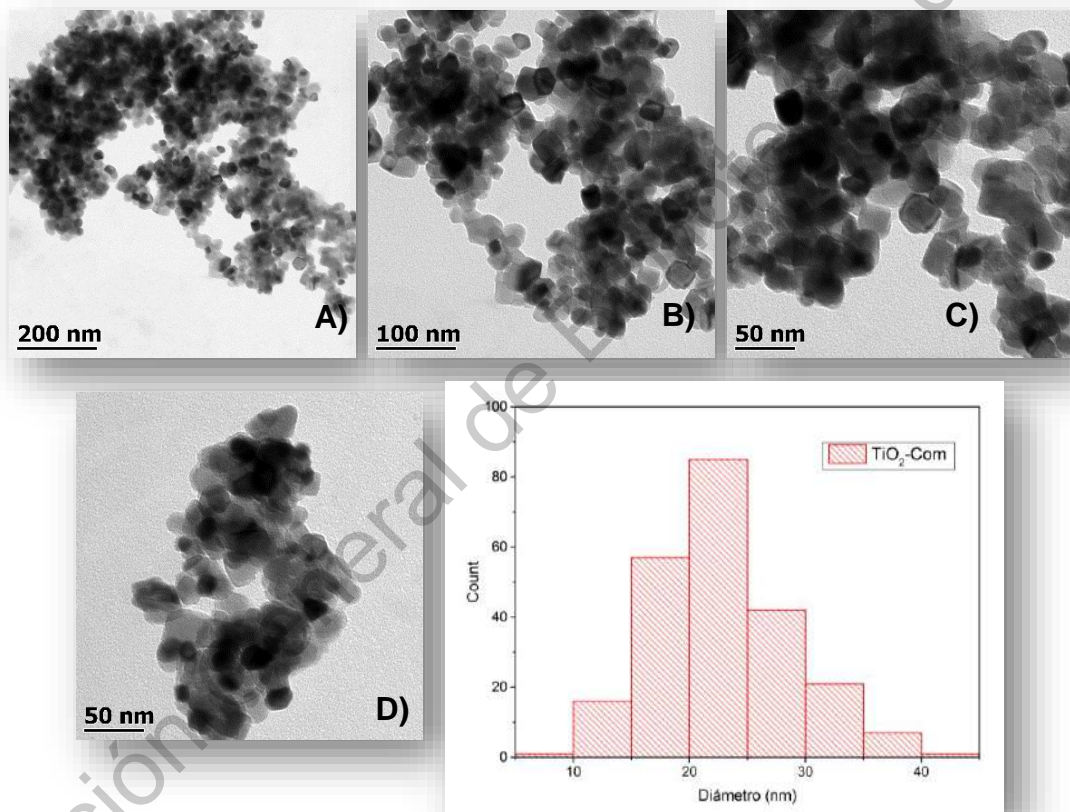


Figura 7. A), B), C) y D) Micrografías de TEM de NPs de TiO₂ a diferentes magnificaciones E) Histograma de tamaño de nanopartícula de TiO₂. Fuente: Directa.

FASE 3. Estandarización de los grupos

Para el grupo control se realizaron mediante el molde fabricado con polivinilsiloxano 10 muestras cilíndricas de cada cemento bioactivo (BD, MTA-W y MTA-V); del mismo modo 15 muestras por grupo de cemento modificado con NPs de TiO_2 al 1.0% (75 muestras experimentales divididas en 3 grupos (BD NPs, MTA-W NPs y MTA-V NPs)) (Figura 8).

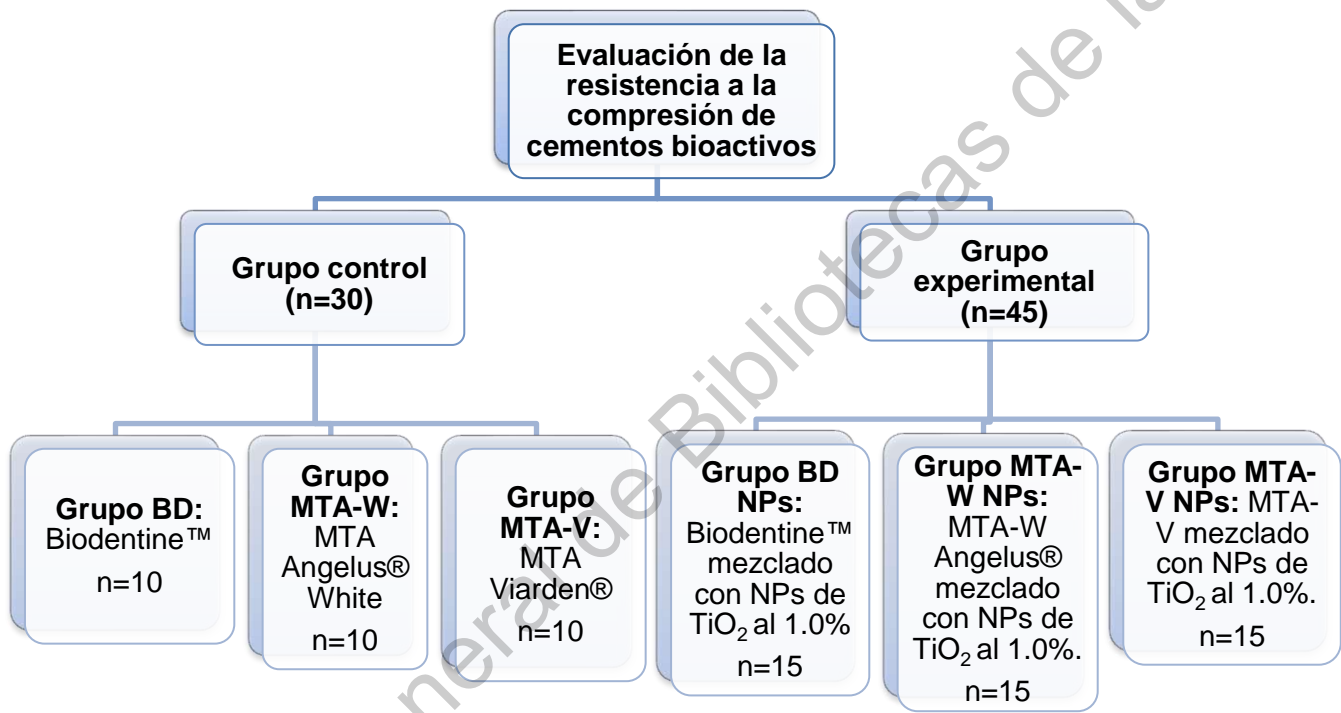


Figura 8. Diagrama de flujo del diseño experimental en el trabajo de investigación para la evaluación de la resistencia a la compresión de cementos bioactivos con y sin TiO_2 . Fuente: Directa

Fase 3.1 Elaboración de las muestras

GRUPO CONTROL:

- **Grupo MTA-V: MTA Viarden® (Viarden Lab México)**

1. Se esterilizó una loseta de vidrio, la espátula y los instrumentos para inserción y condensación del MTA.
2. Se espató durante 30 segundos el contenido de o una porción de polvo de MTA y una 1 gota de agua destilada sobre la loseta de vidrio, hasta obtener una consistencia arenosa del cemento.
3. Se llevaron porciones de la mezcla del cemento reparador al molde cilíndrico por medio de una espátula. Se condensó el material reparador colocado en el molde cilíndrico con un Glick 1 cuidando no dejar espacios vacíos ni burbujas.
4. Al obtener una muestra cilíndrica del molde, se calculó la porción exacta de material en polvo y agua para que no sobrace material y obtener la misma consistencia del fabricante
Resultó entonces que era necesario pesar 0.1760 g de polvo y medir 75 μ l de solución estéril con una micropipeta (Science Med, Finland technology) para cada muestra cilíndrica del cemento. (Figura 9A y 9B).
5. Se repitieron los pasos #2 y 3, con las porciones adecuadas para cada muestra hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos (Figura 9C y 9D).
6. Se dejó fraguar el cemento reparador según el tiempo indicado por el fabricante.

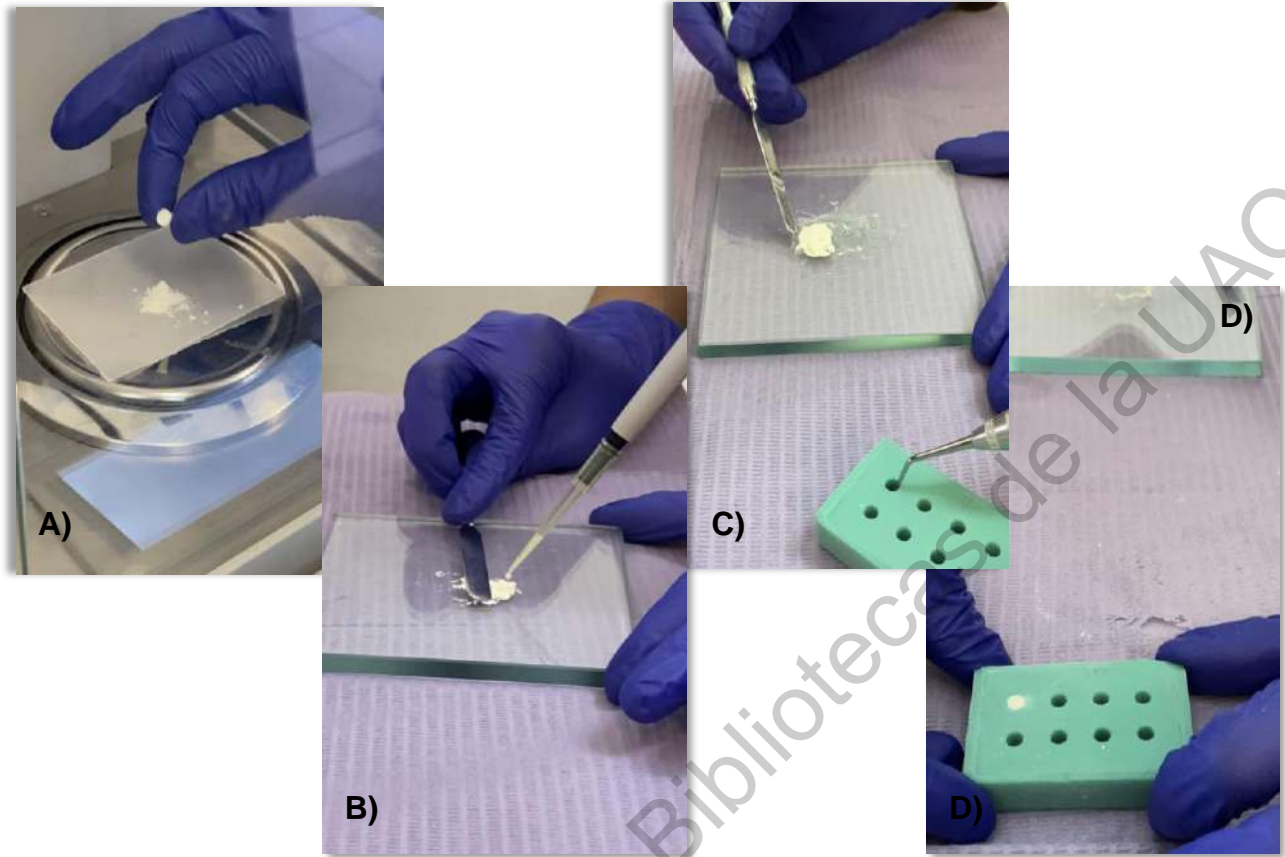


Figura 9. Elaboración de las muestras del grupo control; A) Peso de 0.1760 g de polvo del cemento, B) Colocación de 75 µl de solución estéril con una micropipeta, C) Se espatuló durante 30 segundos la mezcla y se condensa con Glick 1, D) Se dejó fraguar el cemento en el molde. Fuente: Directa.

- **Grupo MTA-W: MTA Angelus® White (Angelus Lodrina, Parana Brazil)**

1. Se esterilizó una loseta de vidrio, la espátula y los instrumentos para inserción y condensación del MTA.
2. Se mezclaron durante 30 segundos 0.1760 g de polvo con 75 µl de solución estéril.
3. Se llevaron porciones de la mezcla del cemento reparador al molde cilíndrico por medio de una espátula. Se condensó el material reparador colocado en el molde cilíndrico con un Glick 1 cuidando no dejar espacios vacíos ni burbujas (Figura 9).

4. Se repitieron los pasos #2 y 3, con las porciones adecuadas para cada muestra hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos.
5. Se dejó fraguar el cemento reparador según el tiempo indicado por el fabricante.

- **Grupo BD: (Biodentine; Septodont, Saint Maur des Foss es, Francia)**

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 el soporte blanco, se pesaron 0.1760 g de polvo para cada muestra.
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 y se midieron 75 μ l de la solución para cada muestra.
3. Se mezclaron durante 30 segundos el polvo y el líquido de igual manera que los MTA para que no hubiese diferencia en el procesamiento.
4. Se llevaron porciones de la mezcla del cemento reparador al molde cilíndrico por medio de una espátula. Se condensó el material reparador colocado en el molde cilíndrico con un Glick 1 cuidando no dejar espacios vacíos ni burbujas.
5. Se repitieron los pasos #3 y 4, con las porciones adecuadas para cada muestra hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos.
6. Se dejó fraguar el cemento reparador según el tiempo indicado por el fabricante.

- **Grupo BD (A): (Biodentine; Septodont, Saint Maur des Foss es, Francia), mezclado como lo indica el fabricante.**

Debido a que las muestras del Grupo BD mostraron grietas y fisuras en su superficie al momento del fraguado (Figura 10), quizá por la técnica de mezclado



Figura 10. Biodentine mezclado en loseta y espátula, grietas y fisuras en la superficie. Fuente: Directa.

empleada (loseta y espátula), se optó por seguir las indicaciones del fabricante y se realizaron 10 muestras más para este grupo.

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 el 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 escapara ninguna gota, se vertieron 5 gotas de la monodosis en la cápsula y se cerró la cápsula.

3. Se colocó la cápsula en un vibrador de tipo Technomix, Tac 400 (Lineatac), Silamat, CapMix, Rotomix, Ultramat, etc., a una velocidad de unas 4000 a 4200 oscilaciones/min. y se mezcló durante 30 segundos (Figura 11).



Figura 11. Elaboración de la muestra de Biodentine, según el fabricante; A) Cápsula de Biodentine y B) Mezcla de polvo-líquido de Biodentine en amalgamador. Fuente: Directa.

- Se abrió la cápsula y verificó la consistencia del material, se tomó el material Biodentine™ con una espátula y se colocó en el molde cilíndrico, se condensó el cemento evitando dejar espacios vacíos o burbujas, se repitió este paso hasta llenar por completo 10 moldes cilíndricos. Se dejó fraguar el cemento Biodentine™ según el tiempo indicado por el fabricante.

GRUPO EXPERIMENTAL:

- **Grupo MTA-V NPs, Grupo MTA-W NPs y Grupo BD NPs:**

- Se calculó el porcentaje en peso de las nanopartículas de TiO₂ al 1%, así como el peso del polvo de los cementos bioactivos y los microlitros de líquido de cada material para cada muestra de bioactivo modificado (Tabla 4).

<i>Tabla 4. Contenido de una muestra de cemento bioactivo con NPs</i>	
<i>Peso del polvo del cemento</i>	0.17424 g
<i>1% en peso de TiO₂ NPs</i>	0.001760 g
<i>Líquido</i>	75 µl

- Se pesó el material necesario para cada muestra y ambos polvos tanto las NPs de TiO₂ al 1.0% como cada cemento MTA-V, MTA-W y Biodentine respectivamente se colocaron dentro frascos de Eppendorf Tubes® y se mezclaron mediante el Agitador Vortex durante 30 s.
- El polvo obtenido se distribuyó sobre la loseta previamente estéril y se mezcló con espátula con los 75 µl de líquido durante 30 segundos (El polvo que permaneció en el frasco de Eppendorf fue disuelto con el mismo líquido utilizado y acarreado a la loseta con ayuda de la micropipeta). Se llevó la mezcla del cemento obtenido a los moldes cilíndricos por medio de una espátula y se condensó el material con un Glick 1, cuidando no dejar espacios vacíos ni burbujas (Figura 12).

4. Se repitieron los pasos anteriores para los grupos MTA-V y MTA-W hasta llenar por completo 15 moldes cilíndricos y se dejó fraguar el cemento reparador según el tiempo indicado por el fabricante.

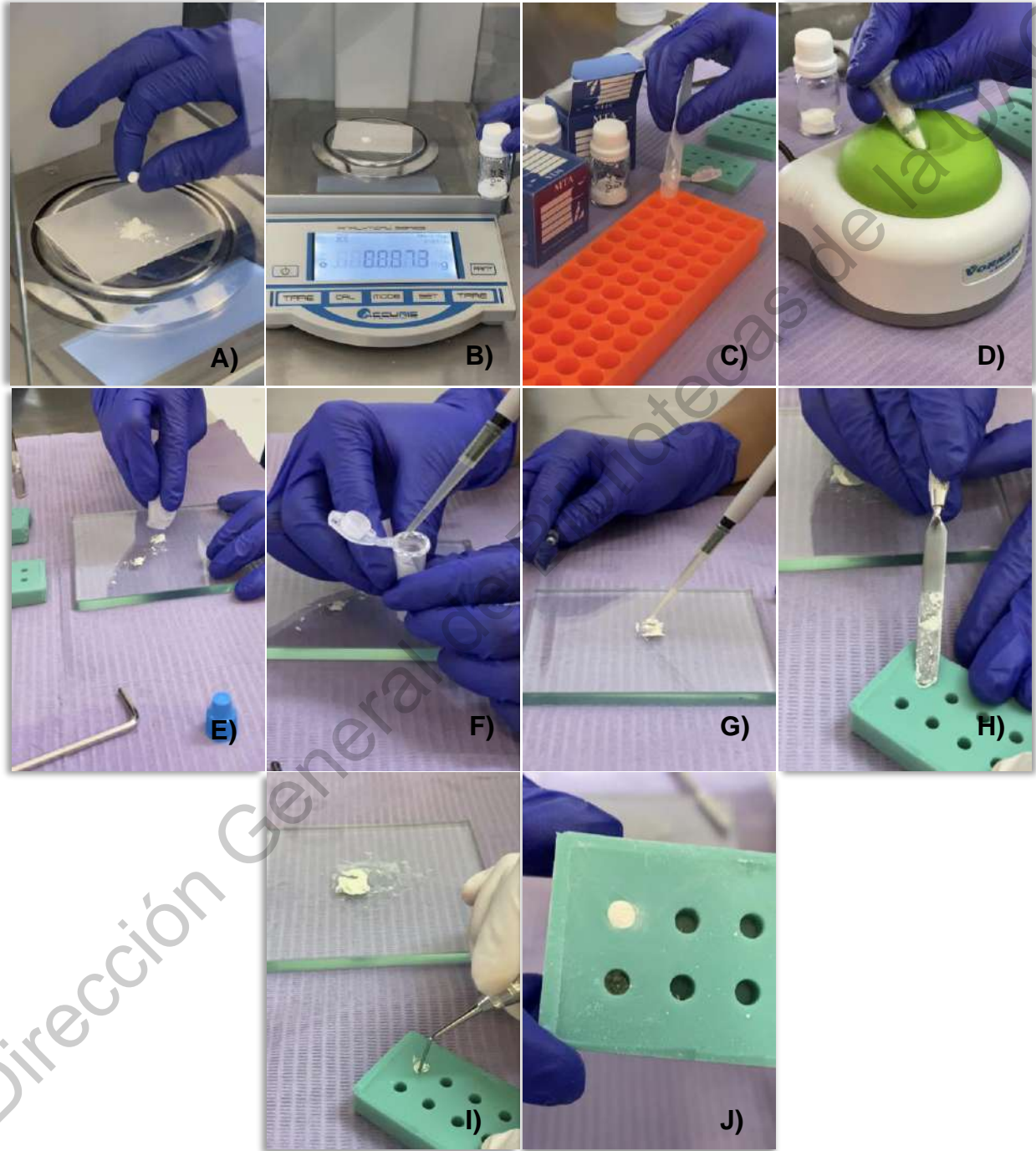


Figura 12. Elaboración del grupo experimental; A) Peso del cemento bioactivo, B) Peso de las NPs, C) Unión de ambos polvos, D) Mezclado del polvo con Vortex, E) Colocación del polvo en la loseta, F) Barrido del polvo restante del frasco de Eppendorf, G) Colocación del líquido para el mezclado, H) Colocación del cemento modificado en el molde, I) Condensación del cemento con Glick 1, J) Muestra fraguando. Fuente: Directa.

- Para el grupo de BD NPs, se mezcló el polvo contenido en el frasco de Eppendorf y el líquido en la cápsula de Biodentine en un vibrador de tipo Technomix, Tac 400 (Lineatac), Silamat, CapMix, Rotomix, Ultramat, etc., a una velocidad de unas 4000 a 4200 oscilaciones/min. durante 30 segundos. Se abrió la cápsula y se verificó la consistencia del material, se tomó el material Biodentine™ modificado y se colocó con espátula y Glick 1 en los moldes hasta llenar por completo 15 moldes cilíndricos. Se dejó fraguar el cemento Biodentine™ modificado según el tiempo indicado por el FABRICANTE.

FASE 4: Extracción y estandarización de las muestras.

1. Una vez fraguado el material siguiendo el tiempo indicado por las instrucciones del fabricante, se removieron las muestras de molde cilíndrico de polivinilsiloxano aplicando leve presión al silicón (Figura 13).

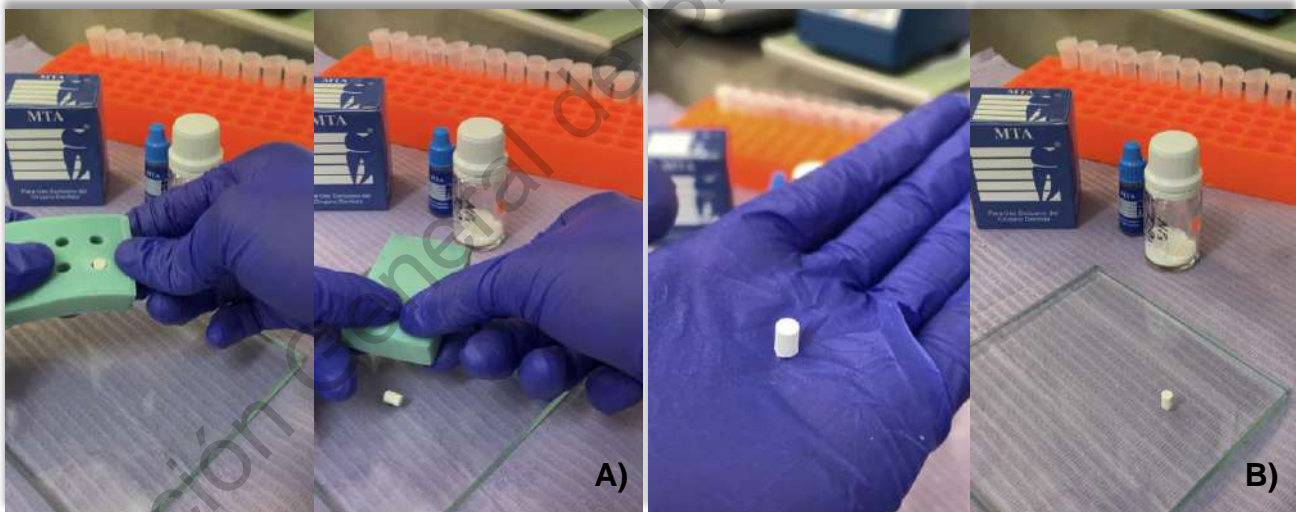


Figura 13. Extracción de la muestra; A) Remoción de la muestra del molde de silicón, B) Muestra de MTA-V. Fuente: Directa.

2. Se verificó que cada muestra cumpliera con las dimensiones de 6mm de altura x 4 mm de diámetro interno establecidas según la norma ISO 9917-1:2007 con ayuda de un calibrador Vernier, teniendo elaboradas las

muestras de cada grupo, se analizaron cuidadosamente para descartar aquellas con burbujas o grietas en la superficie.

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 distribuida de tal forma que no estuviese en contacto directo con las muestras; se colocaron 4 torundas de algodón embebidas en 2 ml de agua destilada cada una, a modo de divisiones para cada 5 muestras de cada grupo de cemento (Figura 10), los tubos se cerraron y se etiquetaron de acuerdo con la muestra que contenía. Este procedimiento se repitió para cada uno de los grupos.

Se colocaron todas las muestras en una incubadora del Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro a 36 °C durante 28 días.

FASE 6: Mediciones y Análisis

A los 28 días se sacaron las muestras de la incubadora. Los grupos BD y BD (A), al presentar alteraciones en su superficie fueron observados en un estereoscopio marca Leica MC 170 HD del Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro para valorar la superficie de dos muestras de cada grupo de cemento. Se realizó la toma de imágenes por medio del estereoscopio a una amplificación de 1.0 y 2.0x (Figura 14).

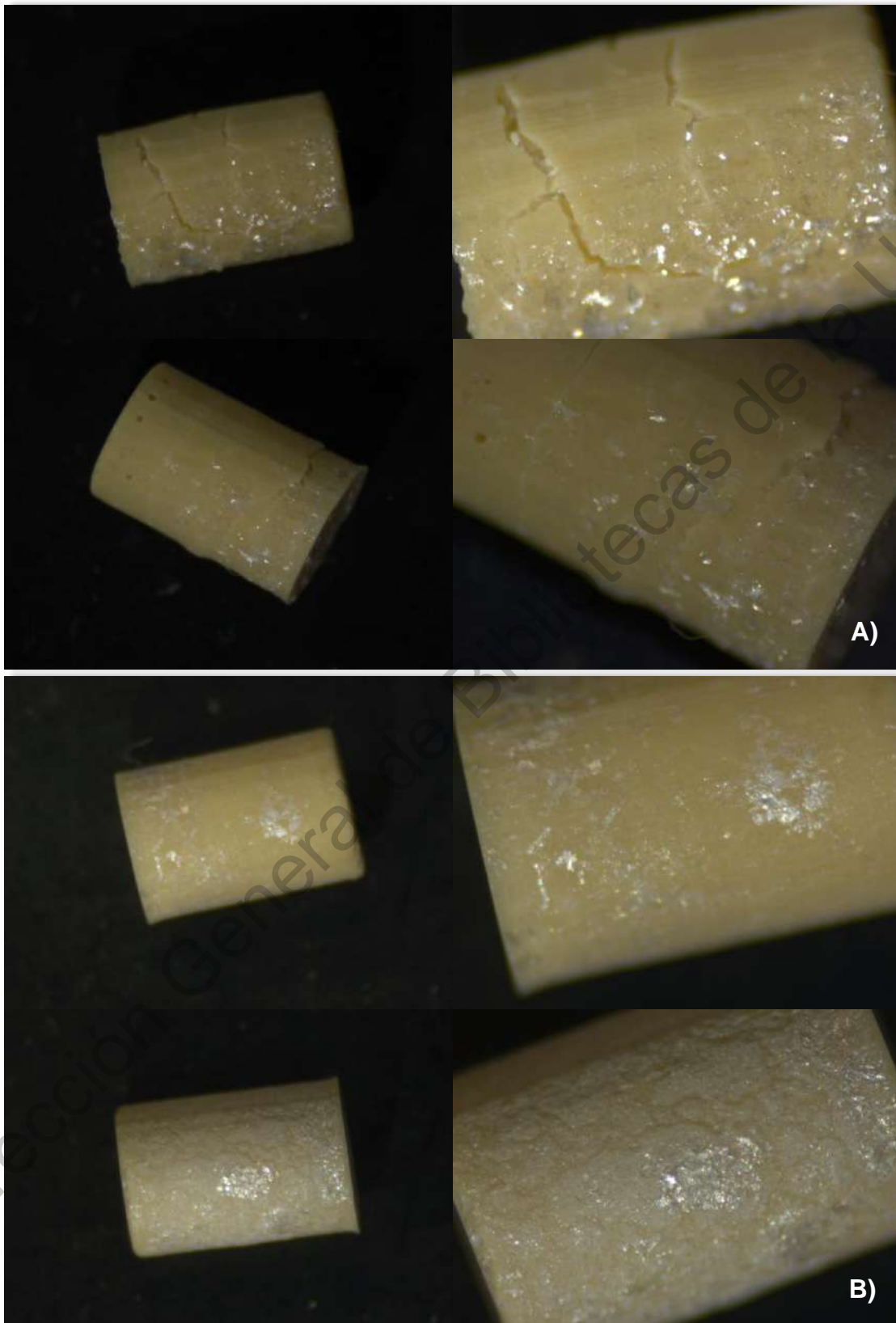


Figura 14. Imágenes del estereoscopio a una amplificación de 1.0 y 2.0x, A) Muestra 1 y 2 de BD a 1.0 y 2.0x, B) Muestra 1 y 2 de BD (A) a 1.0 y 2.0x. Fuente: Directa.

Posteriormente, se sometieron cada una de las muestras a una carga compresiva mediante la maquina universal de pruebas (CMS Metrology 21559044, STC-500kg) del Laboratorio de Investigación Odontológica Multidisciplinaria de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Querétaro, ejerciendo una fuerza compresiva a lo largo del eje largo de cada muestra con la finalidad de avanzar a una velocidad de 0.75 mm/min de acuerdo a lo recomendado por la ISO 9917-1:2007; los datos obtenidos por la maquina fueron registrados por medio de un software a manera de gráficas, donde se registró exactamente a qué fuerza (en Newtons) el material sufrió cambios en su estructura y se fracturó. El procedimiento se repitió con cada una de las muestras (Figura 15).

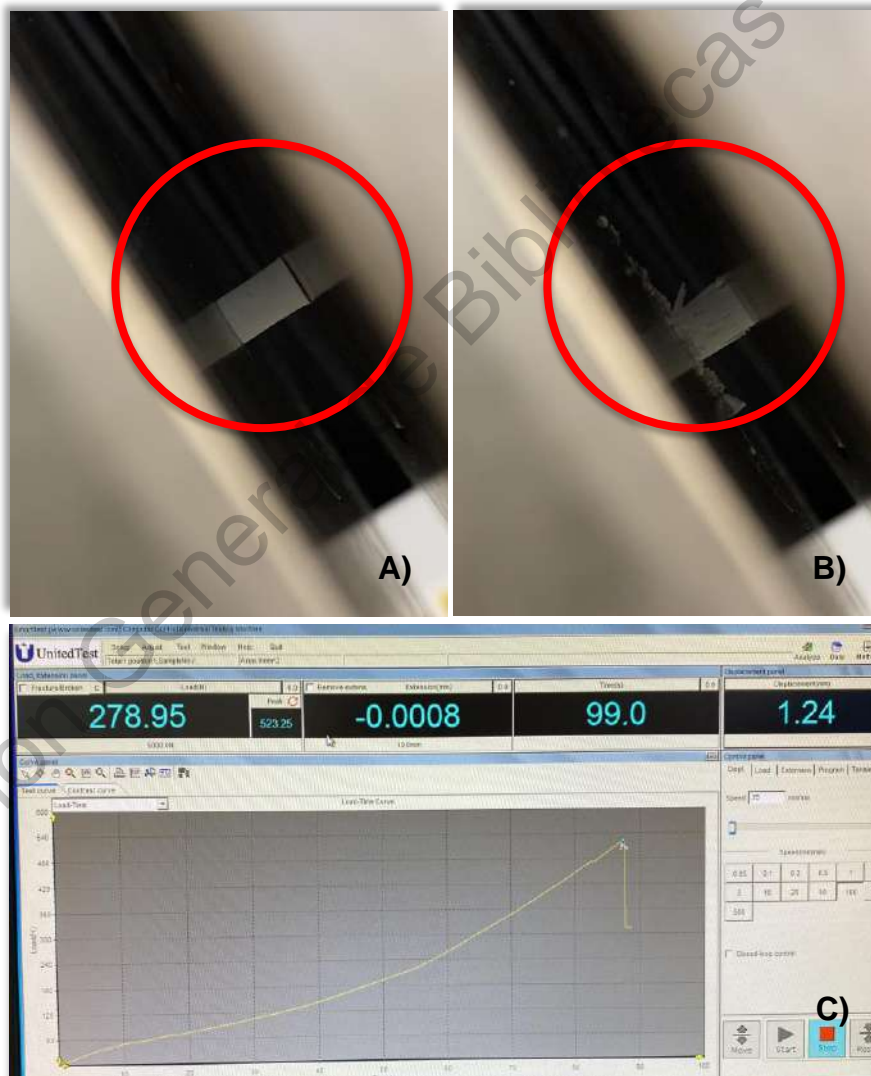


Figura 15. Mediciones y análisis de las muestras; A) Maquina universal ejerciendo fuerza a lo largo del eje largo de la muestra, B) Muestra de MTA-V fracturada y C) Registro de los datos en el software SmartText. Fuente: Directa.

Se registro la fuerza máxima aplicada cuando cada muestra se fracturo (Tabla 5 y 6), y posteriormente se calculó la resistencia a la compresión, C, en megapascales usando la ecuación descrita en la ISO 9917-1:2007:

$$C = 4p/\pi d^2$$

Donde:

p = Fuerza máxima aplicada, en newtons; d = diámetro medido de la muestra, en milímetros.

Tabla 5. GRUPO CONTROL: Fuerza máxima aplicada (Newtons) a cada muestra

Muestra:	BD	BD (A)	MTA-W	MTA-V
1	164.00	519.05	426.55	523.25
2	304.5	334.40	473.70	460.85
3	259.75	168.70	416.24	436.20
4	227.85	449.15	436.60	408.50
5	338.55	390.85	309.35	381.95
6	351.30	364.00	362.75	450.75
7	512.80	438.12	380.20	515.35
8	252.60	395.92	354.75	492.14
9	508.40	451.12	482.45	388.40
10	370.40	325.32	464.20	460.38

Tabla 6. GRUPO EXPERIMENTAL: Fuerza máxima aplicada (Newtons) a cada muestra

Muestra:	BD (A) NPs	MTA-W NPs	MTA-V NPs
1	369.25	158.70	468.75
2	591.60	144.05	424.45
3	528.40	150.85	589.95
4	554.75	115.20	595.00
5	342.40	135.35	390.85
6	353.70	201.8	600.65
7	474.70	84.25	454.45
8	414.65	92.08	554.20
9	415.72	120.15	632.00
10	382.60	218.10	537.90
11	387.60	101.12	459.85
12	544.40	132.33	516.95
13	585.05	142.12	367.55
14	644.25	139.41	472.35
15	532.52	140.14	368.90

De acuerdo con cada grupo se observó de manera distinta la forma de fractura de cada cemento modificado (Figura 16), donde MTA-V exhibió mantener su estructura a diferencia a BD (A) NPs, que, a pesar de ser fracturado en mayores porciones, estas se mantuvieron a diferencia de MTA-W donde parte de la muestra se volvió polvo.

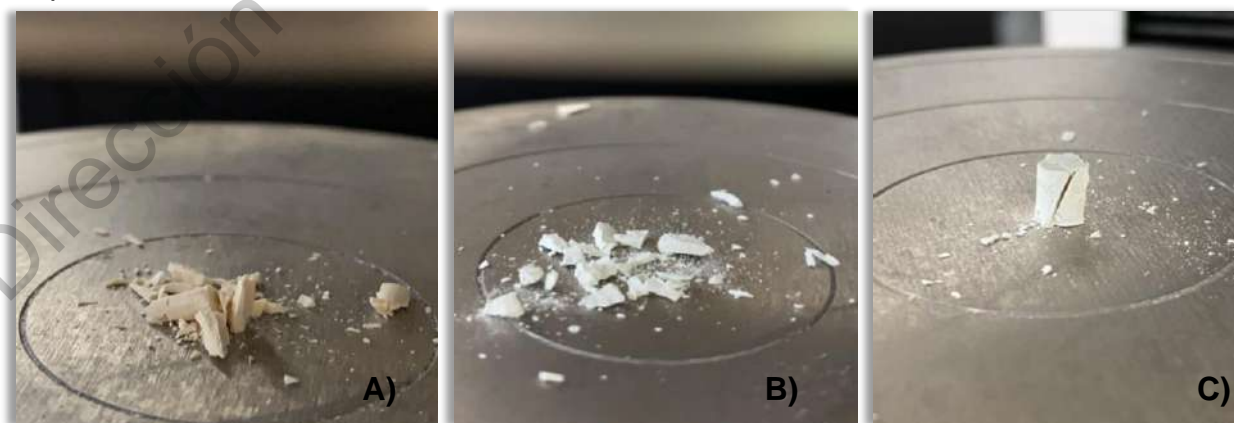


Figura 16. Forma de fractura de cada cemento; A) BD (A) NPs, B) MTA-W NPs y C) MTA-V NPs. Fuente: Directa.

VI.4.1 Análisis Estadístico

Los datos de resistencia a la compresión obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en el programa de Excel 2016, la recolección de datos fue ordenada en las tablas de datos (Tabla 7 y 8).

Tabla 7. GRUPO CONTROL: Resistencia a la compresión (MPa)

Muestra	Grupo BD	Grupo BD (A)	Grupo MTA-W	Grupo MTA-V
1	13.1	41.3	33.9	41.6
2	24.2	26.6	37.7	36.7
3	20.7	13.4	33.1	34.7
4	18.1	35.7	34.7	32.5
5	26.9	31.1	24.6	30.4
6	27.9	29	28.9	35.9
7	40.8	34.9	30.3	41
8	20.1	31.5	28.2	39.2
9	40.5	35.9	38.4	30.9
10	29.5	25.9	39.9	36.6
Promedio	26.18	30.53	32.97	35.95

Tabla 8. GRUPO EXPERIMENTAL: Resistencia a la compresión (MPa)

Muestra:	Grupo BD (A) NPS	Grupo MTA-W NPS	Grupo MTA-V NPS
1	29.4	12.6	37.3
2	47.1	11.5	33.8
3	42.5	12	46.9
4	44.2	9.2	47.3
5	27.3	10.8	31.1
6	28.2	16.1	47.8
7	37.8	6.7	36.1
8	33	7.4	44.1
9	33.1	9.6	50.3
10	30.4	17.4	42.8
11	30.8	8.1	36.6
12	43.3	10.5	41.1
13	46.5	11.3	29.2
14	51.3	11.1	37.6
15	42.4	11.2	29.4
Promedio	37.82	11.03	39.43

VII. RESULTADOS

Los datos se expresaron en media, desviación estándar y rango. Éstos fueron sometidos a un análisis estadístico ANOVA y prueba Post Hoc de Tukey para comparaciones múltiples y detectar las diferencias estadísticamente significativas.

La significancia estadística fue establecida en $p < 0.05$.

Los resultados de la resistencia a la compresión de los grupos control y experimental se exponen en los gráficos 1 y 2 respectivamente, donde BD (A), MTA-W y MTA-V mostraron una resistencia media de 30.53 ± 7.63 , 32.97 ± 4.95 y 35.95 ± 3.93 MPa ($p = 0.1246$); y BD (A) NPs, MTA-W NPs y MTA-V NPs exhibieron valores de 37.82 ± 7.93 , 11.03 ± 2.88 y 39.43 ± 6.94 MPa ($p = < 0.0001^*$).

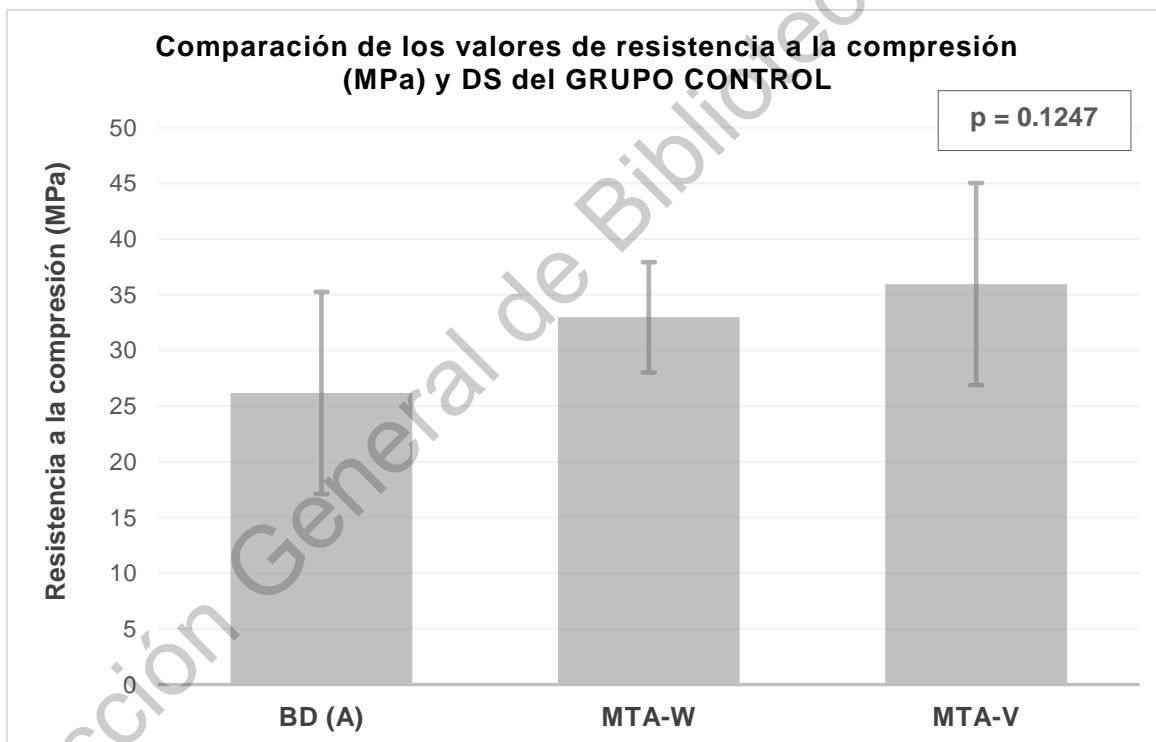


Gráfico 1. BD: Grupo, MTA-W: Grupo MTA White, Biodentine MTA-V: Grupo MTA Viarden, DS: Desviación estándar, *: Significancia estadística ($p < 0.05$).

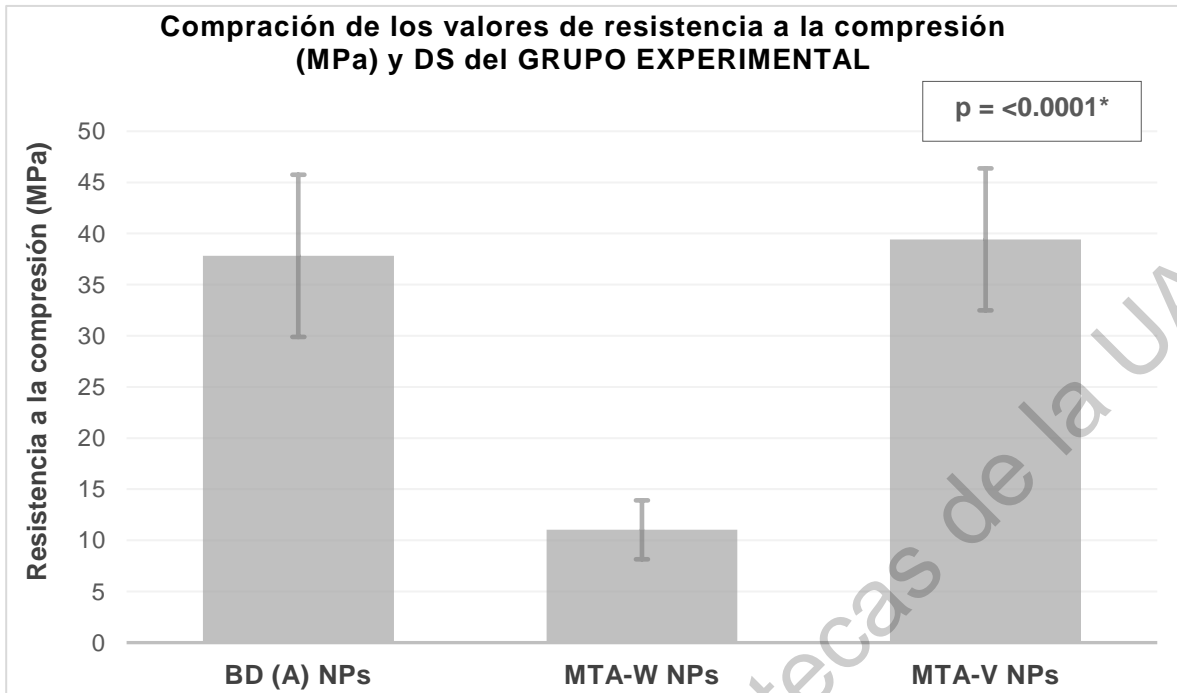


Gráfico 2. BD (A) NPs: Grupo Biodentine en amalgamador con nanopartículas, MTA-W NPs: Grupo MTA White con nanopartículas, MTA-V NPs: Grupo MTA Viarden con nanopartículas, DS: Desviación estándar, *: Significancia estadística ($p < 0.05$).

Dirección General de Bibliotecas de la UAQ

La comparación de los valores de ambos grupos se presenta en el gráfico 3, así como los valores de p entre los cementos BD, MTA-W y MTA-V con y sin NPs de TiO_2 , BD vs BD (A) ($p = 0.2423$), MTA-W vs MTA-W NPs ($p = <0.0001^*$) y MTA-V vs MTA-V NPs ($p = 0.0614$).

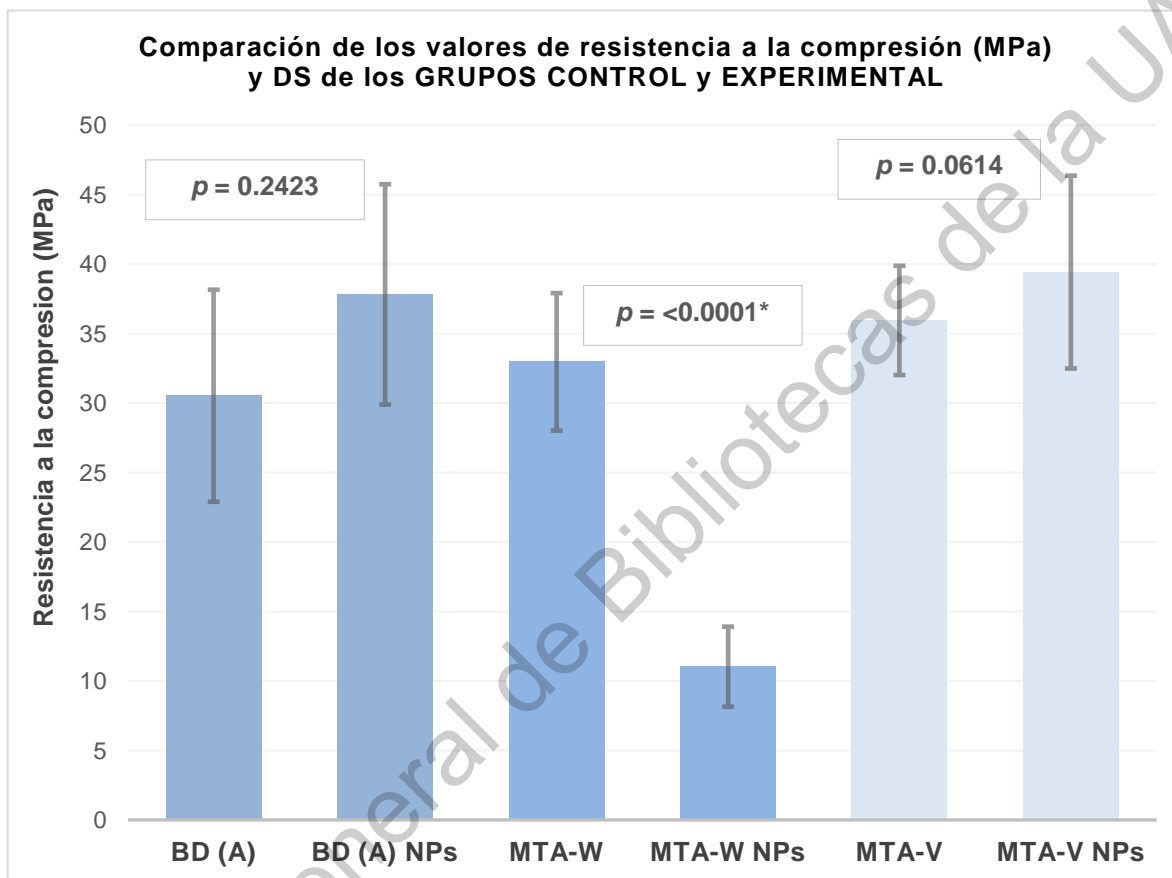


Gráfico 3. BD: Grupo Biodentine, MTA-W: Grupo MTA White, MTA-V: Grupo MTA Viarden, BD (A) NPs: Grupo Biodentine en amalgamador con nanopartículas, MTA-W NPs: Grupo MTA White con nanopartículas, MTA-V NPs: Grupo MTA Viarden con nanopartículas, DS: Desviación estándar, *: Significancia estadística ($p < 0.05$).

Mediante la prueba estadística de Post Hoc de Tukey se compararon los cementos experimentales entre sí, los resultados se presentan en la tabla 9.

Tabla 9. Post Hoc de Tukey del GRUPO EXPERIMENTAL

Grupos experimentales	X Diff.
Grupo BD (A) NPS vs. Grupo MTA-W NPS	26.79*
Grupo BD (A) NPS vs. Grupo MTA-V NPS	-1.607
Grupo MTA-W NPS vs. Grupo MTA-V NPS	-28.39*

BD (A) NPs: Grupo Biodentine en amalgamador con nanopartículas, MTA-W NPs: Grupo MTA White con nanopartículas, MTA-V NPs: Grupo MTA Viarden con nanopartículas, X Diff: Diferencia entre Medias. *: Significancia estadística ($p < 0.05$).

Finalmente, la tabla 10, dispone de la comparación entre los grupos control del cemento Biodentine (BD y BD (A)), para evaluar la diferencia entre la técnica de mezcla.

Tabla 10. Comparación de los valores de resistencia a la compresión (MPa) del GRUPO BD y BD (A) del GRUPO CONTROL.

Grupo Biodentine espatulado	BD $n=10$
Vs.	Vs.
Grupo Biodentine con amalgamador	BD (A) $n=10$
	X \pm DS (Rango)
	26.18 \pm 9.07 (13.1 – 40.8)
	Vs.
Resistencia a la compresión (MPa)	30.53 \pm 7.63 (13.4 – 41.3)
Valor p	0.2626

BD: Grupo Biodentine, BD (A): Grupo Biodentine en amalgamador, X: Media, DS: Desviación estándar, *: Significancia estadística ($p < 0.05$).

VIII. DISCUSIÓN

La ciencia de los materiales menciona que la aceptación de cualquier material depende del cumplimiento de su función sin dejar de lado sus propiedades tanto físicas como químicas. En el campo de la endodoncia, el objetivo que deben cumplir los materiales dentales es el sellado de toda vía de comunicación entre el sistema de conductos radiculares y la cavidad oral o los tejidos periapicales, sabemos que de entre la gama de productos en el mercado, los cementos bioactivos son producidos para permitirnos o acercarnos al cumplimiento de dicho fin.

El MTA es un material a base de silicato de calcio. Es altamente biocompatible y puede inducir la formación de tejido duro debido a sus características favorables. Ha sido aceptado como el mejor estándar para tratamientos de endodoncia durante muchos años, es así como distintas casas comerciales se han planteado la fabricación de este producto (Chen et al., 2009). Angelus es una compañía brasileña puntera del sector dental, centrando sus esfuerzos en la innovación de nuevos materiales e instrumentos especialmente en Endodoncia con el cemento MTA una revolución en el campo del tratamiento de conductos radiculares. En México, Viarden Empresa 100% mexicana, que cuenta con la aceptación y apoyo científico de diferentes Escuelas y Facultades de Odontología, lo que ha dado lugar a su aprobación del medio odontológico también produce MTA, ¿qué pasa con este producto y por qué su éxito se detiene tanto en el interior como en el exterior del país?, son pocos los estudios realizados al material y se requieren investigaciones para responder a las preguntas e implementarlo en la clínica.

Como sabemos a pesar de las características deseables que ofrece este cemento de silicato de calcio, el largo tiempo de fraguado y la sensibilidad técnica de este material han llevado a los investigadores a agregar diferentes materiales, incluidas nanopartículas, para mejorar algunas de sus propiedades. Teniendo en cuenta su aplicación en el campo del tratamiento del conducto radicular, sus propiedades físicas, incluida la resistencia a la compresión, han sido de gran importancia en varios estudios, por lo que debe volver a examinarse después de agregar cualquier material a su estructura (Chen et al., 2009).

En este contexto, diversos estudios han evaluado las propiedades del MTA luego de incorporar diferentes nanopartículas en su composición; en cambio Biodentine de Septodont, sustituto bioactivo de la dentina que también se utiliza para reparación en endodoncia, ha sido poco estudiado y la modificación de su composición no ha sido reportada, la casa comercial Septodont lo cataloga como un material biocompatible que tiene unas propiedades y comportamiento mecánico similar a la dentina humana (Rajasekharan et al., 2014).

Las nanopartículas de TiO_2 también han atraído recientemente la atención en el campo de los materiales dentales, en resinas acrílicas (Shirkavand et al., 2014), adhesivos (Behnaz et al., 2018), así mismo para modificar las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio (Gjorgievska et al., 2020), e implementar efectos antimicrobianos en estos distintos materiales (Cheng et al., 2015), entre otros.

En un estudio sobre las propiedades del cemento Portland mostró que la adición de nanopartículas de TiO_2 de 80 nm hasta un nivel de reemplazo máximo de 1.0% mejoró la resistencia a la compresión del cemento a los 3, 7 y 21 días (Khataee et al., 2013).

De igual modo en el presente estudio, similar al estudio anterior, el % en peso de dióxido de titanio fue el 1% del polvo tanto de MTA y Biodentine, ya que lo reportado al estudio anterior, por encima de este porcentaje, la resistencia a la compresión disminuye (Khataee et al., 2013) y esta fue la variable estudiada.

La mejora de la resistencia a la compresión hasta el 1% de cemento Portland modificado con TiO_2 se puede ver atribuido a alguna actividad puzolánica del TiO_2 en la hidratación según Khataee (2013), cemento ya informado por varios investigadores en este campo (Gutteridge y Dalziel, 1990; Kim y Lee, 2010).

Se cree que las nanopartículas de TiO_2 son muy eficaces en las reacciones puzolánicas donde pueden consumir rápidamente el hidróxido de calcio, $\text{Ca}(\text{OH})_2$, que es el producto de la hidratación del cemento. Esta reacción es favorable para formar la estructura más densa. Como resultado, se acelera la hidratación del cemento y se forman mayores volúmenes de productos de reacción. Por otro lado,

las nanopartículas de TiO_2 llenan los espacios entre las partículas de cemento, produciendo poros más pequeños para aumentar la resistencia del Portland. Por lo tanto, se confirma que la adición de nanopartículas a los morteros de cemento mejora sus características de resistencia (Chen et al., 2012).

La disminución de la resistencia a la compresión por encima del 1% de adición de TiO_2 , puede deberse a que la cantidad de nanopartículas de TiO_2 en la mezcla es mayor que la cantidad necesaria para combinar con el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ durante la reacción puzolánica. Además, puede conducir a la debilidad creada en la dispersión de nanopartículas de TiO_2 causando zonas débiles (Gutteridge y Dalziel, 1990; Kim y Lee, 2010).

Con la información obtenida del estudio anterior, Samiei et al. (2013), en el único estudio sobre la incorporación de 1% en peso de nanopartículas de TiO_2 en el MTA y sus propiedades, evaluaron el efecto de las nanopartículas de TiO_2 de 80 nm en algunas propiedades físicas selectivas del MTA Angelus® White, incluido el tiempo de fraguado, el tiempo de trabajo y la expulsión, la fuerza de unión y resistencia a la compresión.

En relación con las propiedades evaluadas, la prueba t mostró el efecto significativo del tipo de material (presencia y ausencia de nanopartículas de TiO_2) sobre la resistencia a la compresión evaluada 4 días después de la mezcla y mantenido a 37°C , MTA W (44.27 ± 9.16) y MTA W- TiO_2 (101.56 ± 11.63) ($p = 0.01$ para la resistencia a la compresión) (Samiei et al., 2013).

En contraste con el estudio realizado anteriormente, el objetivo de este estudio fue evaluar el efecto de la incorporación de TiO_2 NPs sobre la resistencia a la compresión de dos distintas marcas de MTA, MTA Angelus® White y MTA Viarden®, y el Biodentine™, creado para ser utilizado como un sustituto de la dentina dañada. Se realizó la aplicación de fuerza compresiva a los 28 días a 37°C y en humedad después de la elaboración de las muestras con el fin de observar lo reportado en la literatura ya que hay un aumento en la resistencia compresiva con el tiempo, mostrando una estabilidad después de 21 días (Torabinejad et al., 1995).

En un estudio se evaluó la resistencia compresiva de varios materiales y demostró que la resistencia compresiva del MTA a las 24 horas fue 40 MPa y a los 21 días era 67.3 MPa (Torabinejad et al., 1995); posteriormente en demás estudios en donde se evaluó la resistencia compresiva a los 3 días y a los 28 días se observó así mismo un aumento de 45.84 a 86.02 MPa en MTA blanco, reafirmando la información anterior (Islam et al., 2006).

Además, comparado con estudios anteriores, en este, las NPs muestran una variación en el tamaño, Samiei (2017) tomó como referencia el uso de NPs de TiO_2 de 80 nm del artículo antes mencionado de Khataee (2013); es así al verse evidente que es poca la literatura disponible sobre el uso de este tipo de nanopartículas en los cementos bioactivos, en el presente estudio se optó por la implementación de este tipo de nanopartículas de TiO_2 pero difiriendo que fueron obtenidas de la casa comercial Sigma Aldrich con un tamaño de 25 nm con el fin de la modificación de cementos, la literatura menciona que estos nanomateriales desempeñan un papel importante en aplicaciones, principalmente debido a sus propiedades fisicoquímicas dependientes de su superficie y tamaño/forma (Gallo et al., 2016).

Los resultados del ANOVA de este análisis mostraron que la presencia de estas nanopartículas no tuvo ningún efecto significativo en los cementos analizados en comparación con lo reportado en el artículo de Samiei et al. (2013) donde hubo diferencia significativa en su resultado, en cambio, aquí en total la resistencia a la compresión más alta (39.43 ± 6.94) y la resistencia a la compresión más baja (11.03 ± 2.88) se midieron en el grupo experimental MTA-V NPs y MTA-W NPs, respectivamente. Además, cabe mencionar que si hubo un efecto negativo al añadir nanopartículas al MTA Angelus® White, ya que este disminuye significativamente su resistencia compresiva ($p = 0.0001$), por otro lado, BD (A) NPs mostró una resistencia de 37.82 ± 7.93 MPa.

En el estudio actual, la incorporación de nanopartículas de TiO_2 no tuvo un efecto significativo sobre la resistencia a la compresión del MTA Viarden y el Biodentine, y considerando las propiedades favorables de este tipo de nanopartícula, pudieran

llegar a ser implementadas en el MTA Viarden, y usarse para mejorar otras de sus propiedades, el material resulta ser económico y presentar propiedades aceptables además queda remarcar que la modificación no llega a reducir su resistencia a la compresión, a excepción del MTA White Angelus.

Con el fin de exponer el resultado de este estudio, de acuerdo con Oberdörster et al. (2005), ellos señalan que la tendencia a formar aglomerados o agregados de las nanopartículas es en proporción a su tamaño; y que la implementación de nanopartículas de mayor tamaño en este tipo de estudios *in vitro* pudiera mostrar mayor afinidad al sustrato; además el uso de micrografía en SEM y el conteo elemental en EDS, confirmarían la presencia de las nanopartículas visual y químicamente, la hipótesis planteada ante esta situación pudiera ser que la concentración y el tamaño de NPs son de gran importancia para lograr efectos notables en estudios futuros sobre la modificación de las propiedades de cementos bioactivos.

Ahora bien, la técnica de mezclado, la cantidad de líquido utilizado, la fuerza utilizada para el envasado y la humedad ambiental afectan el proceso de fraguado (Rahimi et al., 2013). En el presente estudio se emparejaron todas las variables en todas las muestras excepto en la técnica de mezcla. En este contexto, la relación de polvo a líquido fue calculada al 1% en peso del material en todas las muestras; la colocación y empaque de los materiales fue realizada por un operador y todas las muestras fueron almacenadas bajo las mismas condiciones ambientales y humedad hasta su uso para el propósito del estudio.

En estudios previos donde se evaluó el efecto de varias técnicas de mezcla y colocación sobre la resistencia a la compresión del MTA, la mezcla mecánica y la colocación con agitación ultrasónica mostraron que aumentaron la resistencia a la compresión (Basturk et al., 2013). Sin embargo, en este estudio inicialmente la mezcla del polvo con el líquido fue realizada manualmente por una persona para todas las muestras durante 30 segundos, con la finalidad de aplicar el método que con más frecuencia utilizan los clínicos al hacer uso de los cementos. Al observar resultados desfavorables en uno de los grupos control (BD), se optó posteriormente, mezclar el Biodentine de la manera en que el fabricante lo indica; así con los

resultados arrojados por ambos grupos del cemento Biodentine, el efecto del método de mezcla sobre la resistencia a la compresión fue investigado, la temperatura y la humedad se mantuvieron iguales para todas las muestras. Los resultados no mostraron una diferencia significativa 26.18 ± 9.07 y 30.53 ± 7.63 para Biodentine espatulado y Biodentine mezclado con amalgamador, respectivamente ($p < 0.05$). Sin embargo, de acuerdo con las imágenes del estereoscopio, se apreció la formación de cristales en la superficie del Biodentine, y las muestras de BD se vieron afectadas por la mezcla presentando una estructura con fisuras y grietas, lo observado reafirma seguir las indicaciones del fabricante con el fin de obtener las propiedades adecuadas del material bioactivo como lo menciona Rahimi et al. (2013).

Finalmente, la hipótesis establecida en este estudio fue refutada, el cemento bioactivo Biodentine modificado con NPs de TiO_2 no presentó mayor resistencia a la compresión en comparación con el MTA-W y MTA-V modificados con NPs de TiO_2 ; la prueba t, esclarece los resultados y compara Biodentine modificado con MTA Viarden, los cuales no presentan diferencia significativa en los resultados; sin embargo ambos grupos presentaron diferencia significativa con MTA-W modificado, que resulto en desventaja el añadirle NPs a su composición.

Por último, el estudio de los materiales endodónticos sigue adelante y éstos en constante cambio, específicamente el análisis de materiales funcionalizados es muy amplio y el hacer cambios en las variables conlleva a diferentes resultados, estudios futuros a esta investigación pudieran estar basados por ejemplo en utilizar distintos tipos de soluciones de NPs (AuNPs, AgNPs, etc.) con concentraciones y tamaños óptimos, entre otras opciones, para asegurar y promover los mejores resultados, con el fin de ser incluidos en el campo de los biomateriales y en futuro llegar a la práctica clínica.

IX. CONCLUSIONES

Con base al resultado obtenido se puede concluir que los objetivos planteados fueron logrados ya que se determinó que la incorporación de TiO₂ NPs con una relación en peso del 1% no afectó significativamente la resistencia a la compresión del MTA-V y Biodentine, se determinó que Biodentine al ser un cemento que reporta tener propiedades similares a la dentina, en este análisis no mostró ser mejor que los demás cementos analizados.

Se realizó la prueba de resistencia a la compresión a los tres cementos propuestos y los diferentes resultados en los grupos modificados con nanopartículas mostraron que si hay una afectación en la estructura del MTA-W, sin embargo, no se modifica la de los demás cementos.

El uso de nanopartículas en los materiales bioactivos sugiere el seguimiento de la investigación, los resultados resultan de interés para futuras investigaciones sobre la funcionalización de estos, prestando atención a las propiedades químicas y mecánicas de los cementos, con el fin de garantizar características optimas en el material y resultados favorables en los tratamientos.

X. PROPUESTAS

Con el fin de profundizar en el estudio de la modificación de los cementos endodónticos, vitales para garantizar el éxito del tratamiento endodóntico, con el término de este estudio queda proponer que son muchas las variables que podemos modificar, hacer un estudio con diferentes porcentajes en peso de las NPs, comparar distintos tipos de nanopartículas o enriquecer esta investigación con análisis de TEM y SEM sobre las muestras.

El análisis de la resistencia a la compresión es muy importante, queda claro, sin embargo, el realizar pruebas especializadas para aclarar la actividad que tienen las nanopartículas podría esclarecer a profundidad si es ideal la modificar la composición de estos materiales, analizar pruebas antimicrobianas, de dureza, radiopacidad, solubilidad, etc., son proyectos que podrían culminar o dar seguimiento a esta investigación de los nanomateriales.

XI. BIBLIOGRAFÍA

- AAE. 2009 "Consensus conference recommended diagnostic terminology." *J Endodontics*. 35 (12): 1634.
- Afkhami F, Akbari S, Chiniforush N. 2017. Eliminación de *Enterococcus faecalis* en conductos radiculares utilizando nanopartículas de plata, terapia fotodinámica, láser de diodo o nanopartículas activadas por láser: un estudio in vitro. *J Endod*. 43 (2): 279–282.
- Akhavan Z., Seyede S., and Kasra T. 2016. "Comparison of compressive strength of five hydraulic cements." *Shahid beheshti university dental journal*. 34 (3): 129–36.
- Akhavan Z., Tabari S., Sheikh E., and Abrandabadi A. 2017. "Physiochemical properties of experimental nano-hybrid MTA." *Journal of medicine and life*. 10 (3): 182–87.
- Argueta L., Delgado J., García R., Martínez O., et al. 2018. "Mineral trioxide aggregate enriched with iron disulfide nanostructures: an evaluation of their physical and biological properties." *European journal of oral sciences*. 126 (3): 234–43.
- Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. 2005. Diferencias químicas entre el agregado de trióxido mineral blanco y gris. *J Endod*. 31 (2): 101–3.
- Bahador A, Pourakbari B, Bolhari B, Hashemi FB. 2015. Evaluación in vitro de la actividad antimicrobiana del agregado de nanoplata-trióxido mineral frente a patógenos orales anaeróbicos frecuentes mediante una prueba de inmersión en membrana. *Biomed J*. 38: 77–83.
- Bai L., Ouyang Y., Song J., et al. 2019. Synthesis of metallic nanocrystals: from noble metals to base metals. *Materials (Basel)*. 12(9): 1497.
- Barthel C., Rosenkranz B., and Leuenberg A. 2000. "Pulp capping of carious exposures : treatment outcome after 5 and 10 years: a retrospective study" no. 2: 8–11.
- Basturk F., Nekoofar M, Gunday M, Dummer P. 2013. El efecto de varias técnicas de mezcla y colocación sobre la resistencia a la compresión del agregado de trióxido mineral. *J Endod*. 39: 111–4.
- Behnaz M., et al. 2018. Resistencia al cizallamiento e índice de remanente adhesivo de brackets de ortodoncia adheridos al esmalte mediante sistemas adhesivos mezclados con nanopartículas de TiO₂. *Prensa dental J Orthod*. 5:15-49.
- Besinis A, De Peralta T, Tredwin CJ, Handy RD. 2015. Revisión de nanomateriales en odontología: interacciones con el microambiente oral, aplicaciones clínicas,

peligros y beneficios. *ACS Nano*. 9: 2255–89.

Boumiz A., Vernet C., and Cohen F. 1996. “Mechanical properties of cement pastes and mortars at early ages: evolution with time and degree of hydration.” *Advanced cement based materials*. 3 (3–4): 94–106.

Cedres C., Giani A., Loberde J. 2014. “Una nueva alternativa biocompatible biodentine.” *Actas odontológicas XI* (1): 16.

Chen C., Chia H., Chan D., and Shinn D. 2009. “Physicochemical properties of calcium silicate cements for endodontic treatment.” *Journal of endodontics*. 35 (9): 1288–91.

Chen J., Kou S., and Poon C. 2012. *Cem. Concr. Compos.* 34, 642.

Cheng L., et al. 2015. Estrategias de nanotecnología de composites y adhesivos antibacterianos y remineralizantes para combatir la caries dental. *Nanomedicina (Lond)*. 12: 8-12.

Corral C., Covarrubias C., Fernandez E., and Batista O. 2017. “Enhanced bioactive properties of biodentine™ modified with bioactive glass nanoparticles.” *Journal of applied oral science*. 25 (2): 177–85.

del Carpio-Perochena A, Kishen A, Shrestha A, Bramante CM. 2015. Propiedades antibacterianas asociadas al tratamiento con nanopartículas de quitosano en la dentina radicular y 2 tipos de selladores endodónticos. *J Endod*. 41 (8): 1353-1358.

Dentistry — Water-based cements — Part 1: Powder/liquid acid-base cements. ISO_9917-1. 2007. Second edition.1-15.

De-Deus G., Scelza M., Neelakantan P., Subash S., Almeida A., and Nogueira E. 2015. “Three-dimensional quantitative porosity characterization of syringe-versus hand-mixed set epoxy resin root canal sealer.” *Brazilian dental journal*. 26 (6): 607–11.

Erkut S., Tanyel R., Nurullah K., et al. 2006. “Clinical investigation of the comparative microleakage study of retrograd filling materials”. 36: 113–20.

Eskandarinezhad M., Naiemeh S., Reza S., et al. 2017. “Sealing efficacy of mineral trioxide aggregate with and without nanosilver for root end filling: an in-vitro bacterial leakage study.” *Journal of clinical and experimental dentistry*. 9 (1): e27–33.

Gandolfi, M.G., Taddei, P., Tinti, A., Prati, C., 2010. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA: Bioactivity of ProRoot MTA. *Int. Endod. J.* 43, 917–929.

- Galarça A., Wellington O., Machado T., et al. 2018. "Physical and biological properties of a high-plasticity tricalcium silicate cement." *Biomed research international*. 2018 (November): 1–6.
- Gallo A, Paladini F, Romano A, Verri T, Quattrini A, Sannino A, et al. 2016. Efficacy of silver coated surgical sutures on bacterial contamination, cellular response and wound healing. *Mater Sci Eng C*. (69): 884-893.
- García-Contreras R, Sugimoto M, Umemura N, Kaneko M, Hatakeyama Y, Soga T. 2015. Alteración de perfiles metabolómicos por nanopartículas de dióxido de titanio en el modelo de gingivitis humana. *Biomateriales*. 57: 33–40.
- Giani, A. (2017). Recent advances in direct pulp capping with bioactive materials. *Actas Odontológicas (Facultad de Odontología de La Universidad Católica Del Uruguay)*, 14(1), 4–13.
- Gjorgievska E., et al. 2020. Evaluación del impacto de la adición de nanopartículas en las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio. *Materiales (Basilea)*. 15:18.
- Grech L., Mallia B., and Camilleri J. 2013. "Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials." *Dental materials*. 29 (2): e20–28.
- Guimarães B., Prati C., Hungaro M., et al. 2018. "Physicochemical properties of calcium silicate-based formulations MTA Repair HP and MTA Vitalcem." *Journal of applied oral science: Revista FOB*. 26: 2-5.
- Gutteridge W., and Dalziel J. 1990. *Cem. Concr. Res.* 20, 778
- Hosseinzade M., Soflou R., Valian A. and Nojehdehian H. 2016. "Physicochemical properties of MTA, CEM, Hydroxyapatite and Nano Hydroxyapatite-Chitosan Dental Cements." *Biomedical research (India)*. 27 (2): 442–48.
- Islam I., Chng HK, Yap AU. 2006. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 32(3):193-7.
- Jang J., Minji K., Soyeon A., et al. 2013. "Tooth discoloration after the use of new pozzolan cement (endocem) and mineral trioxide aggregate and the effects of internal bleaching." *Journal of endodontics*. 39 (12): 1598–1602.
- Jiménez M, Segura J, and Díaz A. 2019. "MTA HP Repair stimulates in vitro an homogeneous calcium phosphate phase coating deposition." *Journal of clinical and experimental dentistry*. 11 (4): e322–26.
- Jitaru S., Hodisan I., Timis L., et al. 2016. "The use of bioceramics in endodontics - literature review." *Medicine and pharmacy reports*. 89 (4): 470–73.

- Kaup M., Heinrich D., Schäfer E., and Dammaschke T. 2015. "Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, Glass Ionomer Cement and Composite Resin on human dentine ex vivo." *Head & face medicine*. 11: 14.
- Khataee R., Heydari V., Moradkhannejhad L., et al. 2013. Self-cleaning and mechanical properties of modified white cement with nanostructured TiO₂. *Journal of nanoscience and nanotechnology*. 13, 5109–5114.
- Khurshid Z., Zafar M., Qasim S., Shahab S., Naseem M., AbuReqaiba A. 2015. *Avances en nanotecnología para odontología restauradora. Materiales*. 8: 717–731.
- Kim J., and Lee D. 2010. *Nanosci. Nanotechnol.* 10, 3650.
- Kishen A, Shi Z, Shrestha A, Neoh KG. 2008. Una investigación sobre la eficacia antibacteriana y antibiofilm de nanopartículas catiónicas para la desinfección del conducto radicular. *J Endod.* 34 (12): 1515–1520.
- Kogan P., He J., Glickman G, and Watanabe I. 2006. "The effects of various additives on setting properties of MTA." *Journal of endodontics*. 32 (6): 569–72.
- Koubi G., Pierre C., Franquin J., et al. 2013. "Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study." *Clinical oral investigations*. 17 (1): 243–49.
- Lee DK, Kim SV, Limansubroto AN, Yen A, Soundia A, Wang CY, Shi W, Hong C, Tetradis S, Kim Y, Park NH. 2015. Biomateriales compuestos de nanodiamante-gutapercha para el tratamiento del conducto radicular. *ACS Nano*. 9 (11): 11490-11501.
- Lucian A, and Bud M. 2016. "The use of bioceramics in endodontics - literature Review". 89 (4): 470–73.
- Marciano M., Hungaro M., and Camilleri J. 2016. "Calcium silicate-based sealers: assessment of physicochemical properties, porosity and hydration." *Dental materials*. 32 (2): e30–40.
- Margunato, S., Taşlı, P.N., Aydın, S., Karapınar Kazandağ, M., Şahin, F., 2015. In Vitro Evaluation of ProRoot MTA, Biodentine, and MM-MTA on Human Alveolar Bone Marrow Stem Cells in Terms of Biocompatibility and Mineralization. *J. Endod.* 41, 1646–1652.
- Matteo C., Beltrami R., Chiesa M., et al. 2015. "Biological and chemical-physical properties of root-end filling materials: a comparative study." *Journal of conservative dentistry*. 18 (2): 94–99.
- Mestieri LB, Tanomaru-Filho M, Gomes-Cornelio AL, Salles LP, Bernardi MI, Guerreiro-Tanomaru JM. 2014. Radiopacidad y citotoxicidad del cemento

Portland asociado con micro y nanopartículas de óxido de niobio. *J Appl Oral Sci.* 22: 554–9.

Maroto, E. M., Barbería, L. E. & Planells del Pozo, P. 2004. Estudio clínico del agregado trióxido mineral en pulpotomías de molares temporales: estudio piloto a 15 meses. 11-17.

Moszner N., Klapdohr S. 2004. Nanotecnología para composites dentales. *IJNT.* 1 : 130-156.

Muliyar S., Shameem A. Thankachan R. et al. 2014 “Microleakage in endodontics.” *Journal of international oral Health : JIOH.* 6 (6): 99–104.

Nayak G., and Hasan M. 2014. “Biodentine-a novel dentinal substitute for single visit apexification.” *Restorative dentistry & endodontics.* 39 (2): 120.

Nekoofar M., and Dummer P. 2010. “The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate.” *International endodontic journal.* 43 (9): 782–91.

Oberdörster G., Maynard A, Donaldson K, Castranova V, Fitzpatrick J, Ausman K, et al. 2005. Principles for characterizing the potential human health effects from exposure to nanomaterials: elements of a screening strategy. *Particle and Fibre Toxicology.* (2): 8.

Oloomi K., Saberi E., Mokhtari H., et al. 2013. “Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators.” *Restorative dentistry & endodontics* 38 (3): 128.

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

Parirokh M., Torabinejad, Dummer P. 2018. “Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - Part I: vital pulp therapy.” *International endodontic journal.* 51 (2): 177–205.

Paul M. 2010. “Accreditation of postgraduate speciality training programmes in endodontology. minimum criteria for training specialists in endodontology within europe.” *International endodontic journal* 43 (9): 725–37.

Pineda M., Silva M., Salcedo D., et al. 2014. “Uso clínico del agregado de trióxido mineral (mta) en el tratamiento de lesiones periapicales y perforaciones radiculares.” *Odontología sanmarquina* 10 (1): 21.

Porter M., Bertó A., Primus C., and Watanabe E. 2010. “Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials.” *Journal of endodontics.* 36 (3): 524–28.

- Prati C., and Giovanna M. 2015. "Calcium silicate bioactive cements: biological perspectives and clinical applications &." *Dental materials*. 21:3-9.
- Primus C. 2004. "Dental material." *Dental material*. 30:352–8.
- Rahimi S., Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS. 2013. Efecto de la contaminación sanguínea sobre las características de retención de dos biomateriales endodónticos en perforaciones de bifurcación simuladas. *J Endod*. 39: 697–700.
- Rajasekharan S., Martens C., et al. 2014. "Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature." *European archives of paediatric dentistry*. 15 (3): 147–58.
- Raura N, Garg A, Arora A y Roma M. 2020. La tecnología de nanopartículas y sus implicaciones en endodoncia: una revisión. *Biomaster Re*. 24:21.
- Rodriguez A., Hernández G. García M., et al. 2015. 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. *Rev. Odont. Mex*.19-3.
- Rodríguez P., and Bolaños V. 2011. "Propiedades y usos en odontopediatría del MTA (Agregado de Trióxido Mineral)." *Publicación científica facultad de odontología*. 13; 65-60.
- Samiei M., Aghazadeh M, et al. 2013. Eficacia antimicrobiana del agregado de trióxido mineral con y sin nanopartículas de plata. *Irán endod J*. 8(4): 166-170.
- Samiei M., Janani M., Asl-Aminabadi N., et al. 2017. "Effect of the TiO₂ nanoparticles on the selected physical properties of mineral trioxide aggregate." *Journal of clinical and experimental dentistry*. 9 (2): e191–95.
- Samiei M., Ghasemi N., Aghazadeh M., Divband B., Akbarzadeh F. 2017. Biocompatibility of mineral trioxide aggregate with TiO₂ nanoparticles on human gingival fibroblasts. *J. clin. exp. dent*. 9(2):e182-5.
- Santos J., Moraes E., Araújo K., et al. 2005. "Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement." *International endodontic journal*". 38 (7): 443–47.
- Saul A., 1960. A comparison of the compressive, flexural and tensile strengths of compressive, flexural and tensil strengths on concrete concrete. cement and concrete association, technical report. 15:6-9.
- Shenoy A. 2010. Dental ceramics: An update. "Journal of conservative dentistry". 13(4):195-203

- Shirkavand S., et al. 2014. Efecto de las nanopartículas de TiO₂ sobre la resistencia a la tracción de las resinas acrílicas dentales. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospectos*. 5-11.
- Shrestha A, Kishen A. 2014. Eficacia antibiofilm de nanopartículas bioactivas funcionalizadas con fotosensibilizador en biofilm multiespecies. *J Endod*. 40 (10): 1604–1610.
- Song M, Kim HC, Lee W, Kim E. 2011. Análisis de la causa del fracaso en el tratamiento endodóntico no quirúrgico mediante inspección microscópica durante la microcirugía endodóntica. *J Endod*. 37: 1516–9.
- Tay, F., Pashley D., Rueggeberg F., et al. 2007. "Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid." *Journal of endodontics*. 33 (11): 1347–51.
- Torabinejad M, and White DJ. 1995. "Tooth filling material and method of use". wipo patent No. 94/24955 (PCT). 21(7):349–53.
- Torabinejad M., and Chivian N. 1999. "Clinical applications of mineral trioxide aggregate." *Journal of endodontics*. 25 (3): 197–205.
- Utneja S., Roongta R., Talwar S., and Verma T. 2015. "Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics : Calcium enriched mixture cement - review of its composition , properties and applications". 7658: 1–13.
- Vallés M., Mercadé M., Duran F., et al. 2013. "Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate–based materials." *Journal of endodontics*. 39 (4): 525–28.
- Vazquez F., Tanomaru M., et al. 2016. Effect of Silver Nanoparticles on Physicochemical and Antibacterial Properties of Calcium Silicate Cements. *Braz. DEnt. J*. 27-5.
- Ward M. 1997. How producers can correct improper test-cylinder curing. *Concrete Producer Magazine*.
- Weld J. and Gunther A. 1947. "The antibacterial properties of sulfur." *The journal of experimental medicine*. 85 (5): 531–42.
- Zarrabi M., Javidi M., Naderinasab M., et al. 2009. "Comparative evaluation of antimicrobial activity of three cements : new endodontic cement (nec), mineral trioxide aggregate (MTA) and Portland". 51 (3): 437–42.
- Zhao W., Wang J., Zhai W., Wang Z., and Chang J. 2005. "The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate.". *Biomaterials* 26 (31): 6113–21.

Zhao W., Chang J., and Zhai W. 2008. "Self-setting properties and in vitro bioactivity of $\text{Ca}_3\text{SiO}_5/\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$ composite cement." *Journal of biomedical materials research part A*. 85A (2): 336–44.

Dirección General de Bibliotecas de la UAQ