



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES UNIDAD LEÓN

TEMA:

“Propiedades físicas-mecánicas y biológicas de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas”.

MODALIDAD DE TITULACIÓN:
ACTIVIDAD DE INVESTIGACIÓN

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADA EN ODONTOLOGÍA

P R E S E N T A:
ZAPATA OSORNO KARLA

TUTOR:

Dr. García Contreras René



ENES UNAM
UNIDAD LEÓN

León, Guanajuato

2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A mis padres y hermano, por estar siempre apoyándome en esta etapa de mi vida, en la que no fue fácil, pero sin ella no hubiera aprendido lo que sé, ni sería la persona en la que me convertí.

También a todas las personas que estuvieron en este camino, enseñándome, apoyándome y dejándome una gran lección para la vida.

Siempre quedaré agradecida y espero algún día poder devolverles todo lo que me dieron.

Índice

1. Introducción	7
2. Marco contextual	9
3. Marco teórico	12
3.1. Indicaciones para realizar un tratamiento de conductos.....	12
3.2. Tipos de Cementos selladores endodónticos.....	18
3.3. Propiedades de las Nanopartículas de Hidroxiapatita.....	22
3.4. Propiedades de las Nanopartículas de Óxido de Magnesio.....	22
3.5. Uso de las Nanopartículas de Hidroxiapatita en Odontología.....	23
3.6. Uso de las Nanopartículas de Óxido de Magnesio en Odontología.....	24
3.7. Norma ISO 6876: 2001 Materiales de Sellado del conducto radicular. Propiedades físicas y mecánicas.....	24
3.8. Ensayo MTT.....	25
4. Antecedentes	27
5. Planteamiento del Problema	28
6. Pregunta de Investigación	29
7. Hipótesis	29
7.1. Hipótesis de Investigación.....	29
7.2. Hipótesis Nula.....	29
8. Justificación	30
9. Objetivos	31
9.1. Objetivo General:.....	31
9.2. Objetivo Específico:.....	31
10. Marco Metodológico	32
10.1. Tipo de Estudio.....	32
10.2. Diseño Experimental.....	33
10.3. Universo y Tamaño de Muestra.....	35
10.4. Muestreo y Tipo de Muestra.....	37
10.5. Criterios de Selección.....	38
10.5.1. Inclusión.....	38
10.5.2. Exclusión.....	38
10.5.3. Eliminación.....	38

10.6. Análisis y Variables	39
10.6.1. Variable dependiente o de respuesta.....	39
10.6.2. Variables independientes	43
11. Materiales y Métodos.....	44
11.1. Protocolo de Subcultivo para células SCAP	44
11.2. Ensayo inicial de citotoxicidad por MTT	44
11.3. Segundo Ensayo de citotoxicidad por MTT	45
11.4. Tercer Ensayo de citotoxicidad por MTT (Selección de grupos de estudio).....	46
11.5. Modificación del cemento sellador	47
11.6. Caracterización del cemento sellador	48
11.7. Evaluación de las propiedades físicas y mecánicas de la modificación del cemento sellador.....	48
11.8. Citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado con células SCAP	55
11.9. Citotoxicidad del cemento sellador fraguado con células SCAP	56
11.10. Análisis Estadístico	56
12. Resultados.....	57
12.1. Ensayo de citotoxicidad.....	57
12.2. Caracterización del cemento sellador	58
12.3. Propiedades Físicas y mecánicas del cemento sellador	59
12.4. Citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado con células SCAP	60
12.5. Citotoxicidad del cemento sellador fraguado con células SCAP	62
12.6. Cemento sellador (G1).....	63
12.7. Cemento sellador modificado con NPs HA al 2.5% (G2).....	63
12.8. Cemento sellador modificado con NPs HA + MgO al 2.5% (G3).....	64
13. Discusión.....	65
14. Conclusiones.....	67
15. Bibliografía.....	68
16. Anexo	73

Resumen

Introducción: Los selladores endodónticos de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, poseen un gran efecto terapéutico. Sin embargo, se han encontrado que tienen una actividad antimicrobiana y bioactiva limitada. Por otro lado, las nanopartículas (NPs) de hidroxiapatita (HA) y óxido de magnesio (MgO) poseen ausencia o ligera citotoxicidad, bioactividad; pudiendo mejorar sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas. **Objetivo:** Conocer las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador endodóntico modificado con NPs HA y NPs MgO. **Materiales y métodos:** La modificación del cemento se realizó con la incorporación de 2.5% de NPs HA (G2), 1.25% NPs HA+1.25% de NPs MgO (G3) y el cemento sellador como grupo control (G1). Se realizaron las pruebas físicas y mecánicas con base a la norma ISO 6876:2001. La actividad biológica correspondió a ensayos de viabilidad celular con células mesenquimales de la papila apical (SCAP) por el método de MTT al contacto directo del cemento recién mezclado y cemento fraguado, durante 24 horas. El análisis estadístico correspondió a el cálculo de media, desviación estándar y porcentajes. El análisis inferencial se realizó por pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney (IC 95%, $p < 0.05$). **Resultados:** Fluidez ($n=3/g$, mm, $p > 0.05$) G3 (25.8 ± 1.2) $<$ G1 (23.3 ± 7.8). Tiempo de trabajo ($n=3/g$, > 60 min, $p < 0.05$) G3 (72 ± 1) $<$ G1 (63.3 ± 0.5). Tiempo de fraguado ($n=3/g$, > 24 hrs, $p < 0.05$) G3 (145.3 ± 0.5) $<$ G1 (216.3 ± 1.5). Espesor de película ($n=3/g$, $< 50 \mu\text{m}$, $p > 0.05$) G3 (26.6 ± 20.8) $<$ G1 (43.3 ± 5.7). Solubilidad ($n=2/g$, $< 3\%$, $p < 0.05$) G3 (1.02) $<$ G1 (5.7). Cambio dimensional ($n=3/g$, $< 1\%$, $p < 0.05$) G2 (0.4 ± 0.1) $<$ G1 (1.1 ± 1.3). Radiopacidad ($n=3/g$, $> 3\text{mm}$, $p < 0.05$) G3 (24.7 ± 1.3) $<$ G1 (24 ± 4.1). La viabilidad correspondió al cemento recién mezclado ($n=4/g$, $> 50\%$, $p > 0.05$) G3 (153 ± 19.1) $<$ G1 (52 ± 25) y cemento fraguado G3 (130 ± 10.8) $<$ G1 (49 ± 4.5). **Conclusiones:** De acuerdo con este estudio, podemos concluir que la modificación del 2.5% de NPs HA+ MgO mejoró significativamente las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de acuerdo con las normas ISO 6876:2001³ e ISO 10993-5: 2009³⁵, lo que sugiere su potencial uso en endodoncia. Sin embargo, faltan más estudios para su adecuado uso en esta área.

Abstract

Introduction: Calcium hydroxide (Ca (OH)₂) endodontic sealers have shown significant therapeutic effects. However, their antimicrobial and bioactive activities are limited. On the other hand, hydroxyapatite (HA) and magnesium oxide (MgO) nanoparticles (NPs) exhibit minimal cytotoxicity and enhanced bioactivity, potentially improving physical, mechanical, and biological properties. **Objective:** To investigate the physical, mechanical, and biological properties of an endodontic sealer modified with 2.5% HA NPs and MgO NPs. **Materials and Methods:** The cement modification involved adding 2.5% HA NPs (G2), 1.25% HA NPs + 1.25% MgO NPs (G3), and the control group with conventional sealer (G1). Physical and mechanical tests were performed following ISO 6876:2001 standards. Biological activity was assessed through cell viability tests with stem cells from the apical papilla (SCAP) using MTT assay for direct contact with freshly mixed and set cement for 24 hours. Statistical analysis included mean, standard deviation, percentages, Kruskal-Wallis, and Mann-Whitney tests (95% CI, p<0.05). **Results:** Flow (n=3/g, mm, p>0.05) G3 (25.8±1.2) < G1 (23.3±7.8). Working time (n=3/g, >60 min, p<0.05) G3 (72±1) < G1 (63.3±0.5). Setting time (n=3/g, >24 hrs, p<0.05) G3 (145.3±0.5) < G1 (216.3±1.5). Film thickness (n=3/g, <50µm, p>0.05) G3 (26.6±20.8) < G1 (43.3±5.7). Solubility (n=2/g, <3%, p<0.05) G3 (1.02) < G1 (5.7). Dimensional change (n=3/g, <1%, p<0.05) G2 (0.4±0.1) < G1 (1.1±1.3). Radiopacity (n=3/g, >3mm, p<0.05) G3 (24.7±1.3) < G1 (24±4.1). Viability for freshly mixed cement (n=4/g, >50%, p>0.05) G3 (153±19.1) < G1 (52±25) and set cement G3 (130±10.8) < G1 (49±4.5). **Conclusions:** The modification with 2.5% HA+ MgO NPs significantly improved the physical, mechanical, and biological properties in accordance with ISO 6876:2001 and ISO 10993-5:2009 standards, suggesting its potential use in endodontics. However, further studies are needed for its appropriate application in this field.

1. Introducción

Los cementos selladores son fundamentales para el éxito de la obturación de los conductos radiculares, formando parte del sellado tridimensional y como relleno entre las irregularidades del conducto y el material de obturación¹. Según Metzger Zvi, et. al². los cementos selladores cumplen la función de completar la obturación que la gutapercha es incapaz de lograr, debido a sus limitaciones físicas. Un cemento sellador adecuado debe adherirse a la dentina y al material de obturación.

Además, son utilizados como lubricantes y favorecen el asentamiento del material de obturación durante la condensación¹.

Un adecuado cemento sellador debe ser biocompatible y bien tolerado por los tejidos periapicales, siendo reabsorbibles al exponerse a los tejidos y fluidos tisulares¹.

Metzger Zvi, et. al². menciona la importancia de que el sellador tenga en sus propiedades un grado de radiopacidad, para ser visible en las radiografías. Los complementos que se utilizan para obtener una mayor radiopacidad son: plata, plomo, yodo, bario y bismuto. En comparación con los conos de gutapercha, los selladores tienen una menor radiopacidad.

Según la norma ISO 6876:2001³ para evaluar las propiedades físicas y mecánicas de un cemento sellador se deben tomar en cuenta las siguientes propiedades: fluidez, tiempo de trabajo, tiempo de fraguado, espesor de película, cambio dimensional, solubilidad y radiopacidad.

Actualmente, hay una variedad importante de cementos selladores, por lo cual el clínico debe evaluar las características necesarias del cemento, dependiendo del caso². En el mercado hay varios selladores de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, como Sealapex (Sybron Endo), que poseen un gran efecto terapéutico². Metzger Zvi, et. al². menciona que podrían tener una actividad antimicrobiana y probablemente un potencial osteogénico-cementogénico. Desafortunadamente, no ha sido comprobado científicamente. La solubilidad en estos cementos es fundamental para la liberación de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ y mantener su actividad².

Por otro lado, las nanopartículas han tenido una gran aplicación en medicina, debido a su respuesta favorable, se ha implementado en la ciencia dental. Se han introducido nanopartículas que poseen diversas ventajas como la relación superficie-volumen, el tamaño y excelentes propiedades físicas y químicas⁴. Las NPs HA poseen ausencia o ligera citotoxicidad, bioactividad, además de su superficie de reacción y su tamaño, ayudan a la hidratación del material, mejorando sus propiedades físicas y químicas⁴.

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Las NPs MgO tienen propiedades antibacterianas, ya que alteran la membrana celular, provocando la muerte celular⁴. También aumentan la adhesión y proliferación de los osteoblastos⁵.

Debido a las propiedades de las nanopartículas anteriormente mencionadas, decidimos emplearlas en nuestro proyecto de investigación, para así tener como objetivo de investigación: conocer si las NPs HA y NPs MgO mejorarán las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador, en comparación al cemento sellador sin nanopartículas.

2. Marco contextual

Nanopartículas

Se utiliza para describir una partícula con un tamaño en el rango de 1 a 100 nm, al menos en una de las tres dimensiones posibles. En este rango de tamaño, las propiedades físicas, químicas y biológicas de las nanopartículas cambian de forma fundamental con respecto a las propiedades de los átomos/moléculas individuales y del material correspondiente⁶.

Endodoncia

Especialidad odontológica que se encarga de investigar la configuración, función y enfermedad de la pulpa dental y el tejido periapical⁷.

Tratamiento de Conductos

Terapia endodóntica indicada en casos de pulpitis irreversible y/o periodontitis apical⁸.

Cemento Sellador

Crea una unión entre la dentina y el material usado en la obturación, para evitar la filtración⁹. Además, llenan los espacios e irregularidades de los conductos radiculares, los conductos laterales y accesorios. Actúan como lubricantes durante la obturación. Deben ser biocompatibles y bien tolerados por los tejidos periapicales¹.

Según Grossman¹⁰ las propiedades del cemento sellador ideal deben ser las siguientes: ser viscoso cuando se realice el mezclado, proveer un sellado hermético, ser radioopaco, no reducir el volumen del material con la reacción de fraguado. No pigmentar la estructura dental, ser bacteriostático, o no facilitar la proliferación bacteriana. Tener una reacción de fraguado paulatina, ser insoluble en los fluidos tisulares, ser aceptado por los tejidos y tener la capacidad de ser soluble en un solvente común.

Actualmente, no existe un cemento sellador que cumpla con todos los criterios mencionados¹⁰.

T. Johnson William, et. al¹¹. menciona que los cementos selladores exhiben toxicidad una vez que se mezclan; aunque, se aminora su toxicidad al fraguar. Además, son reabsorbibles en los tejidos y fluidos tisulares. El restablecimiento de los tejidos periapicales no se altera por la mayoría de los cementos selladores, solo que se originen derivados catabólicos perjudiciales a lo largo del tiempo que pueden tener un efecto adverso en la capacidad de proliferación de las células periapicales¹¹.

Propiedades Físicas y Mecánicas de un cemento sellador

Las propiedades físicas y mecánicas de un cemento sellador según la norma ISO 6876:2001³ son: fluidez, tiempo de trabajo, tiempo de fraguado, espesor de película, cambio dimensional, solubilidad y radiopacidad.

Propiedades Biológicas de un cemento sellador

La exigencia de materiales biocompatibles en el área de odontología restaurativa y endodoncia ha ocasionado la necesidad de realizar ensayos de citotoxicidad para seleccionar compuestos y caracterizar los efectos nocivos de un material con los tejidos orales previo a su uso clínico. Los ensayos de citotoxicidad proveen una medición de la muerte celular provocada por los materiales o sus extractos¹².

La Organización Internacional de Normalización (ISO) es una federación mundial de organismos nacionales de estandarización (ISO). Actualmente, existen normas nacionales para los métodos de ensayo de biocompatibilidad¹².

Las normas ISO 7405:1996¹³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴ recomiendan prácticas estandarizadas para la evaluación biológica de los materiales dentales.

Células mesenquimales de la papila apical (SCAP)

Son células inmaduras e indiferenciadas con características de clonalidad, auto renovación y diferenciación. Se encuentran en estadios de vida embriológica, fetal y adulta, las cuales crean tejidos y órganos. Existen varios tipos de potencialidad; células pluripotentes, obtenidas de la masa celular interna del embrión y las células pluripotenciales inducidas, formadas por reprogramación de células somáticas. Tienen la capacidad de diferenciarse en las tres capas germinales (endodermo, mesodermo y ectodermo), las células multipotentes, en un tejido derivado de una sola capa germinal tales como las células troncales mesenquimales, las cuales pueden formar tejido adiposo, hueso o cartílago¹⁵. Se localizan en dientes permanentes inmaduros, concretamente en la papila apical, siendo tejido conectivo denso. Las células SCAP forman parte de un grupo de células troncales mesenquimales encargadas de la formación apical durante la rizogénesis, debido a esto son consideradas como una gran estrategia de terapia celular, para la regeneración de tejidos, en especial para inducir el cierre apical. Son las principales células no diferenciadas que forman parte del desarrollo de las raíces y teniendo un potencial de proliferación mayor que el de las células troncales de la pulpa dental¹⁵.

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Además, su diferenciación en linajes de células mesenquimales como osteoblastos, condrocitos, condroblastos, adipocitos, odontoblastos y células neurales *in vitro*. Estudios *in vivo* demuestran que las SCAP son aptas para formar un complejo dentino-pulpar semejante en el tejido subcutáneo del dorso de los ratones¹⁵.

3. Marco teórico

3.1. Indicaciones para realizar un tratamiento de conductos

Caries dental

Es una infección localizada, destructiva y progresiva del esmalte y la dentina; si se deja progresar, puede ocasionar necrosis pulpar y la pérdida del diente. Tanto los productos como los subproductos bacterianos procedentes de la disolución de los constituyentes orgánicos e inorgánicos median los efectos de la caries dental sobre la pulpa¹⁶.

La persistencia de la caries por mucho tiempo es un estímulo constante para el desarrollo de una respuesta inflamatoria en la pulpa dental, que se protegerá dependiendo del tipo de caries, penetración, estructura del diente, reacción de los túbulos dentinarios subyacentes y la edad del paciente. La pulpa reacciona ante la caries formando dentina esclerótica en los túbulos dentinarios primarios y reparativa bajo la región tubular dañada. Hay una disminución del volumen pulpar y un aumento en su proceso de envejecimiento. Baja el contenido celular, reduciendo la defensa contra otros irritantes. Cuando la caries progresa más rápido que la elaboración de dentina reparativa, los vasos pulpares se dilatan; puede existir células inflamatorias crónicas diseminadas en el tejido pulpar. Tarde o temprano, existe una exposición pulpar. De esta manera, la pulpa reacciona con infiltración de células inflamatorias agudas; después se agudiza a pulpitis crónica. Puede convertirse en tejido de granulación si su tiempo de exposición es excesivo. La necrosis puede seguir en algunos casos a la pulpa¹⁷.

Microfiltración marginal o Caries secundaria

Proceso multifactorial, en conjunto con las diversas causas de la caries con las características específicas de la restauración y el material de restauración involucrado.

Puede ser asociado a diversas causas como: restauraciones defectuosas (a través de espacios entre la restauración y el diente, que permiten la entrada de fluidos ácidos o biopelículas en la interfaz), una restauración en buen estado (p. ej., a través de una menor capacidad amortiguadora de la restauración en comparación con el tejido del diente) o caries primaria adyacente a las restauraciones existentes (cuando la superficie próxima a la restauración se vuelve cariosa como resultado de esta actividad de caries en curso)¹⁸.

La filtración marginal es considerada la causa de hipersensibilidad, cambio de color dental, crecimiento bacteriano hacia la pulpa, caries recurrente y trastornos pulpares¹⁶.

Generalmente los efectos de los ataques hacia la pulpa, por caries, restauraciones o traumatismos, son acumulativos. Es decir, con cada sucesiva irritación disminuye la capacidad de la pulpa para permanecer vital¹⁶.

Anacoresis

Los microorganismos pueden llegar a la pulpa por anacoresis, mecanismo por el que son transportados al torrente sanguíneo, desde otra fuente para ubicarse en el tejido inflamado¹⁷.

Enfermedad Periodontal

Según Hinrichs J. E. y Novak M. J.¹⁸ se define como “una enfermedad inflamatoria de los tejidos de soporte de los dientes provocada por microorganismos o grupos de microorganismos específicos, que tiene como resultado la destrucción progresiva del ligamento periodontal y el hueso alveolar con formación de bolsas, recesión, o ambas”.

La enfermedad periodontal causa pérdida de la inserción, exponiendo la superficie radicular a la cavidad oral. Ocasionalmente, existe inflamación pulpar secundaria a la periodontitis grave. Algunos estudios han mencionado la infiltración bacteriana a través de los túbulos dentinarios de la superficie radicular expuesta, causando cambios inflamatorios pulpares leves¹⁶.

Los microorganismos pueden infectar a la pulpa a través de los conductos accesorios, particularmente, por los conductos laterales en la región de su bifurcación o trifurcación de molares con enfermedad periodontal. Pudiendo causar inflamación pulpar en dientes con bolsas periodontales profundas en las que existe recesión del aparato de inserción¹⁷.

Iatrogenias

Se define como: “toda alteración del estado del paciente producida por el médico”; es decir, la creación de un nuevo cuadro patológico a causa del acto médico y recuerda una idea de Hipócrates: “evitar el daño”¹⁹.

Domecq G. Y. et. al²⁰. menciona que existen 2 tipos de iatrogenias: las de orden psicológico y de otro orden (física, mecánica, farmacológica y quirúrgica, entre otras), siendo las que rigen los recursos médicos.

Las iatrogenias de orden psicológico son las que más se realizan en la práctica. Debido a que existe una inclinación médica a subestimar los aspectos psicológicos en la relación médico- paciente, ya que, al no programar las influencias psicológicas que se deben desempeñar con los pacientes se pueden provocar influencias psicológicas nocivas²⁰.

Actualmente, la iatrogenia es uno de los principales problemas de salud pública en las sociedades desarrolladas²¹.

Irritación física causada por el tratamiento dental

La irritación física pulpar en los tratamientos restauradores, debido al calor, desecación y velocidad rotacional, puede alterar de forma adversa a la pulpa dental¹⁶.

Calor

Los tratamientos restauradores como la preparación de cavidades o coronas, la polimerización de las resinas y la elaboración de las restauraciones provisionales, pueden ocasionar un aumento en la temperatura pulpar¹⁶.

Además, las preparaciones cavitarias y para corona poseen otros estímulos irritantes, como la desecación, afectación a los procesos odontoblásticos, vibración y depósito de irritantes bacterianos sobre la superficie dentinaria. Estos sucesos sugieren que el aumento transitorio de la temperatura a niveles importantes debido a tratamientos dentales, no provoca cambios pulpares. Por otro lado, la aplicación de calor excesivo, junto con otros factores irritantes y su proximidad a la pulpa pueden provocar cambios patológicos¹⁶.

Desecación

En un estudio se mostraron los efectos de la desecación, siendo transitorios donde se observó autólisis de las células aspiradas y se formó dentina reactiva entre 7 y 30 días. Cuando existen odontoblastos aspirados después de desecar por 1 minuto, se reporta que no hay susceptibilidad con la presión de un explorador. La sensibilidad se eliminó con rehidratación de las cavidades, y se incrementó en los casos donde la inflamación pulpar era secundaria a contaminación microbiana¹⁶.

Velocidad Rotacional

El uso de instrumentos de rotación para cortar la dentina a diferentes velocidades provoca una reacción odontoblástica. Sin la utilización de refrigerantes, ninguna velocidad es segura. Las velocidades entre 3000 y 30,000 r.p.m. son las más dañinas a la pulpa, inclusive con enfriamiento²².

Profundidad de la preparación

Cuando el espesor de la dentina remanente es inferior a 0.5 mm, se produce una reacción pulpar más grave, teniendo mayor probabilidad de que la pulpa sufra una lesión irreversible¹⁶.

En ese punto se llega al umbral máximo de estimulación: entre mayor desgaste dentinario provoca mayor daño a los odontoblastos. La producción de la dentina restaurativa disminuye y la estructura se torna irregular, su mineralización es deficiente, a mayor profundidad, se inhibe la formación de dentina reparativa; los odontoblastos muestran signos atróficos²².

El espesor de la preparación de una gran cavidad y la extensión de una preparación para corona exponen más túbulos dentinarios a la irritación química o microbiana externa. Durante la elaboración de una corona se producen factores irritantes asociados, como el tiempo de preparación, las técnicas de impresión y la adaptación imperfecta de las restauraciones provisionales, provocando microfiliación durante el periodo en el que el paciente está con la corona provisional¹⁶.

Efecto de los Materiales Restauradores sobre la Pulpa

F. Fouad A. y Levin M. L¹⁶. indican que existe mayor frecuencia de irritación química sobre la pulpa dental con la aplicación de agentes de grabado, particularmente los ácidos fuertes, utilizados en el grabado total; especialmente en el recubrimiento pulpar directo.

Otros agentes que pueden favorecer a la irritación pulpar durante la aplicación de un composite son los irritantes químicos/biológicos, siendo el monómero no polimerizado y la contracción por polimerización. Las elevadas concentraciones de monómero de resina monomérica han manifestado en estudios *in vitro* inhibir a los linfocitos T, las células del bazo, los monocitos y macrófagos. Estos componentes pueden entrar a la pulpa en cavidades profundas y ocasionar irritación química¹⁶.

En un estudio *in vivo* en 135 pacientes se realizaron preparaciones Clase V en 272 primeros y segundos premolares, que fueron indicados para extracción por ortodoncia. Además, se utilizaron 9 materiales de restauración distintos, para verificar las reacciones pulpares y sus respuestas reparativas al contacto con el material restaurador²³.

E. Murray P, et. al²³. menciona que la gravedad de la actividad inflamatoria pulpar depende de la infiltración bacteriana en los túbulos dentinarios cortados bajo las preparaciones cavitarias y de la microfiliación bacteriana dentro de las restauraciones a base de resina.

Láser

Según Jukic S. et. al²⁴. los láseres de Nd: YAG, y en menor grado los de CO₂, provocan necrosis de la capa superficial de la pulpa, hiperemia e inflamación pulpar significativa.

Inoue Hiroshi, et. al²⁵. menciona que en un estudio in vivo en 4 ratas, se irradió rayos láser Er:YAG sobre los primeros molares, concluyendo que los rayos láser Er:YAG pueden penetrar hasta las zonas más profundas de las preparaciones realizadas con láser, causando un daño en los elementos celulares y neuronales. Además, provocan una disminución en el dolor al realizar las preparaciones²⁵.

Traumatismo dental

Los traumatismos dentales ocurren con frecuencia en niños y adultos jóvenes; representando el 5% de todas las lesiones: 25% de todos los niños en edad escolar han experimentado traumatismos dentales, el 33% de las personas mayores han padecido traumatismos en los dientes permanentes y en general esto sucede previamente a sus 19 años. Las lesiones por luxación son los traumatismos dentales más comunes en la dentición primaria, mientras que las fracturas de corona son más comunes para los dientes permanentes²⁶.

Fracturas coronales

La mayoría se producen en dientes anteriores jóvenes y sin caries²⁷. Cuando existe fractura coronal sin exposición, aumentan las posibilidades de que la pulpa sobreviva. Generalmente, el recubrimiento pulpar o la pulpotomía es una opción adecuada, cuando existe exposición²².

Fracturas coronoradiculares

Si desde el punto de vista periodontal se puede conservar el diente, la pulpa se trata como en las fracturas coronarias²⁷.

Fracturas radiculares

En los adolescentes, las fracturas radiculares intraalveolares ocurren con mayor prevalencia en los dientes anteriores superiores, después de los accidentes automovilísticos. Blackwood en 1959 y Andreasen y Hjorting- Hansen en 1967 mencionaron 4 reacciones diferentes a este tipo de fracturas: cicatrización con calcificación pulpar; cicatrización con interposición de tejido conjuntivo entre los fragmentos; cicatrización con interposición de hueso y tejido conjuntivo, y persistencia de tejido de granulación entre los fragmentos. La mayoría de los dientes están en la última categoría. Cuando el pronóstico es bueno, los fragmentos se unen por aposición de cemento²².

El grado de formación apical, la ubicación de la fractura y la habilidad del operador para tratar lesiones traumáticas a tiempo favorecen la vitalidad pulpar. Conforme la fractura es más apical el pronóstico pulpar es más favorable. Las posibilidades para que se recupere la pulpa aumentan,

cuando la fractura se localiza dentro del alvéolo, por debajo de la inserción epitelial. El pronóstico es menos favorable, cuando se ubica cerca del surco gingival²².

Si el segmento coronal pierde la vitalidad, debe tratarse como un diente permanente inmaduro con una pulpa no vital. El segmento apical no se debe tratar²⁷.

Luxaciones y avulsiones

Las luxaciones frecuentemente producen necrosis pulpar y una lesión de la capa protectora del cemento radicular. La posibilidad de una infección pulpar en una raíz que ha perdido su capa protectora de cemento convierte estas lesiones en potencialmente peligrosas. Es importante realizar una evaluación de urgencia y seguimiento, que puede necesitar de un tratamiento endodóntico²⁷.

Trauma Oclusal

Las observaciones clínicas han ayudado para postular el principio sobre que las fuerzas oclusales excesivas pueden causar cambios pulpares, como incremento de cálculos pulpares, pulpitis y necrosis²².

Lesiones dentales no cariosas

Es la pérdida o desgaste patológico de los tejidos dentales, que se ubican en el límite amelocementario, puede presentar sensibilidad dentinaria y llegar a comprometer a la pulpa dental²⁰. Se clasifica en: Abrasión, Erosión, y Abfracción²⁸. Estas fueron planteadas por primera vez por Miller en 1907, indicando que, si el peso ejercido crea una faceta mesial, la lesión se realizará en distal e inversamente, mencionando la presencia de un eje de rotación flexural y su expresión de cargas en cervical²⁹.

Abrasión

Desgaste patológico de la estructura dental ocasionado por procesos mecánicos anormales de objetos extraños o sustancias que, al hacer contacto con los dientes, generan la pérdida de los tejidos duros a nivel del límite amelocementario²⁸.

Erosión

Disolución química de los tejidos duros del diente, sin involucrar la presencia de placa bacteriana. Causada por agentes ácidos o quelantes de origen intrínseco o extrínseco²⁸.

Abfracción

Lesión en forma de cuña, originada por fuerzas oclusales excéntricas ocasionando flexión dental²⁸.

Bruxismo

Es el hábito de apretamiento y rechinar de los dientes, con movimientos y contactos no funcionales. De manera diurna o nocturna, con diferentes grados de intensidad y duración, inconscientemente, provocando desgaste dentario, pudiendo comprometer a la pulpa dental. Además, es un padecimiento médico de origen multifactorial, entre sus factores etiológicos se encuentra el estrés emocional y la oclusión dentaria³⁰.

Movimientos de ortodoncia

La aplicación de fuerzas de ortodoncia por períodos específicos y continuos puede inducir cambios regresivos y pérdida de vitalidad en el tejido pulpar al alterar el flujo sanguíneo pulpar³¹. Se han documentado cambios histológicos regresivos (es decir, vacuolización, congestión, hemorragia, fibroialinosis) en el tejido pulpar y, en casos con soporte periodontal reducido, se ha observado un mayor riesgo de necrosis pulpar³¹.

Aunque, el flujo sanguíneo pulpar parece mejorar 3 semanas después a la intrusión y tiende a volver a su nivel inicial dentro de los 3 meses posteriores a la aplicación forzada. La magnitud de la inflamación pulpar o lesión es directamente proporcional a la fuerza aplicada³¹.

3.2. Tipos de Cementos selladores endodónticos

Cementos Selladores de Óxido de Zinc y Eugenol

En 1931 fue desarrollado por Rickert y Dixon convirtiéndose en el sellador Kerr, y en 1936 se desarrolló la fórmula por Grossman convirtiéndose en el sellador Proco-Sol. Estos selladores han sido un estándar en endodoncia desde su creación, en base a su éxito a largo plazo. Los selladores a base de Óxido de Zinc-Eugenol contienen polvo de óxido de zinc y líquido de eugenol y un aceite esencial derivado del clavo. Cuando se mezclan y se aplican, el óxido de zinc y el eugenol forman un gel amorfo. El polvo del óxido de zinc residual permanece en el gel, formando una matriz rígida. Algunos selladores de polvo y líquido contienen plata en el componente del polvo (fórmula de Kerr) causando el oscurecimiento de los dientes. Existen fórmulas sin plata que evitan las manchas³².

Los selladores a base de óxido de zinc y eugenol siguen siendo populares por su fraguado lento, bajo costo, propiedades antibacterianas y facilidad de uso. También son una matriz para selladores con aditivos terapéuticos; por ejemplo, Calciobiotic Root Canal Sealer, (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, EE. UU.), es un sellador de ZOE comercializado como “sellador de hidróxido de calcio”³².

Cementos Selladores de Hidróxido de Calcio

El hidróxido de calcio Ca(OH)_2 es alcalino y antimicrobiano, siendo cualidades adecuadas para un sellador terapéutico³³. Sin embargo, algunos cementos selladores a base de hidróxido de calcio como Sealapex™ (SybronEndo, Italia) presentan una actividad antibacteriana baja del 0.2 ± 0.04 mm y un efecto antibacteriano posterior a su aplicación, de 15 a 60 minutos según un estudio con test de difusión con agar³⁴. Además, este cemento sellador fragua de 2 a 3 semanas, sólo con una humedad relativa del 100% y no fragua en un ambiente seco³⁵.

La filtración de los cementos selladores está vinculada con su solubilidad y adhesión a la dentina y gutapercha. En un estudio con animales, Sealapex se disolvió en contacto con el tejido y fue parcialmente sustituido por tejido conectivo³⁵. Indicando que este cemento sellador es soluble. Sin embargo, los selladores efectivos no deben ser solubles y deben permanecer el mayor tiempo posible³².

Komabayashi T, et. al³². menciona que los selladores que contienen hidróxido de calcio están destinados a promover la osteogénesis y la cementogénesis, así como tener propiedades antimicrobianas, pero falta evidencia científica al respecto.

Aunque el hidróxido de calcio posee una baja solubilidad y difusibilidad, solo si los iones de calcio e hidroxilo se disocian del sellador, se realizará los efectos curativos esperados como favorecer la cicatrización en los tejidos periapicales y sus propiedades antimicrobianas. Esto crea ciertas dudas sobre su capacidad de sellado a largo plazo de los selladores de hidróxido de calcio y sus efectos terapéuticos³⁵.

Se desconocen los mecanismos de acción de los efectos reparativos de estos cementos selladores, aunque se han propuesto los siguientes³⁵:

- 1) El hidróxido de calcio es antibacteriano debido a la existencia de hidroxiliones libres^{36,37}. Posee un pH elevado (grupo hidroxilo) que ayuda a la reparación y la calcificación activa. Tiene una respuesta degenerativa inicial seguida por una respuesta de mineralización y osificación³⁸.
- 2) Según Stock C³⁹. el pH alcalino del hidróxido de calcio neutraliza el ácido láctico de los osteoclastos e imposibilita la emulsión de los componentes mineralizados de los dientes. Además, activa la fosfatasa alcalina, que ayuda en el desarrollo del tejido duro.
- 3) Desai Shalin, et. al²⁷. menciona el hidróxido de calcio desnaturaliza las proteínas que se hallan en el conducto radicular y las hace menos tóxicas.

- 4) El hidróxido de calcio activa la reacción adenosintrifosfatasa dependiente del calcio vinculada con la creación de tejido duro^{39,40}.
- 5) El hidróxido de calcio se distribuye por medio de los túbulos dentinarios y puede entrar en contacto con el espacio del ligamento periodontal para detener la reabsorción radicular externa y apresurar la cicatrización^{38,41}.

Además, según Ligia Teixeira, et. al⁴². Sealapex posee un ligero efecto citotóxico.

Cementos Selladores de Ionómero de Vidrio

Se crea mezclando un polvo fino de vidrio de silicato con poliacrílico y ácidos relacionados. Una vez mezclados, se forman subunidades repetidas de monómero orgánico e iones inorgánicos, creando un ionómero³².

Los cementos de ionómero de vidrio se han propuesto para la obturación debido a sus propiedades de adhesión a la dentina. Sin embargo, es complicado el funcionamiento de los adhesivos en el tercio medio y apical para el uso de selladores de ionómero de vidrio. Otro inconveniente es su eliminación; si es necesario un retratamiento. Además, posee una actividad antimicrobiana reducida¹¹.

Cementos Selladores Sin Eugenol

Los ácidos grasos se utilizan en lugar del eugenol como un agente quelante, aunque su estructura metálica puede ser menos definida y consistente a diferencia de los eugenolatos y salicilatos por sus composiciones mixtas³².

Existen otros cementos selladores como Nogenol (GC America, Alsip, IL), desarrollado a partir de un apósito periodontal, sin el efecto irritante del eugenol. La base contiene óxido de zinc, sulfato de bario y oxiclورو de bismuto³².

Cementos Selladores a base de Resina Epóxica

La resina epóxica fue desarrollado en 1938 por P. Castan, un químico suizo de Trey (Zurich, Suiza), y AH 26 fue desarrollada por la misma empresa durante la década de 1940³².

En 1993, Spångberg et. al³². informó que AH 26 libera formaldehído, recomendando el cambio de AH 26 a AH Plus, que no libera formaldehído. Los cementos selladores a base de resinas epóxicas, están compuestos de bajo peso molecular; las resinas epóxicas y aminas, fraguan por reacción de adición entre grupos epoxi unidos a resinas epoxi y aminas para formar polímeros³².

Cementos Selladores de Silicona

Davis et al³². en 1972, utilizó silicona inyectable para impresión en los conductos radiculares preparados. Los cementos selladores a base de silicona están compuestos de polimetilvinilsiloxano que contiene una sal de platino y polimetilhidrogensiloxano y fraguan por reacción de adición entre grupos vinilo unidos a la cadena de polidimetilsiloxano y grupos hidroxilo unidos a la cadena de polidimetilsiloxano, formando polímeros. Algunos ejemplos de estos cementos selladores son: GuttaFlow, GuttaFlow 2 y RoekoSeal (Coltene/Whaledent)³².

Cementos Selladores Biocerámicos

Creado por Torabinejad y White³² en la década de 1990, el MTA es un cemento cerámico a base de polvos hidráulicos de silicato tricálcico y silicato dicálcico. Los cementos de silicato de calcio e hidróxido de calcio son bioactivos; quiere decir, que ambas cerámicas liberan iones de calcio e hidróxido, aproximadamente durante un mes después del fraguado. Los iones inducen la formación de hidroxiapatita en su superficie, en presencia de fluidos corporales (o fluidos corporales sintéticos)³².

El proceso de fraguado de los selladores a base de silicato tricálcico de pasta única es la absorción de agua de los túbulos dentinarios con la formación de hidroxiapatita en la superficie dentro de los canales y un efecto osteogénico. Algunos ejemplos de los cementos selladores de silicato tricálcico son: NeoMTA Plus, BioRoot RCS y Endo CPM³².

Cementos Selladores a base de resinas de metacrilato

La primera generación de selladores a base de resinas de metacrilato surgió con Hydron (Hydron Technologies, St. Petersburg, FL, EE. UU.) que apareció en el mercado a mediados de los años setenta. Wichterle y Lim³², lo crearon en 1960. Su composición es de un gel polimérico de metacrilato de 2-hidroxietilo para inyección en el conducto sin necesidad de un núcleo, como la gutapercha. Pero, debido a su corto tiempo de trabajo, tiene muy baja radiopacidad, es complicada su remoción de los conductos y tiene tendencia a irritar los tejidos periapicales, por esto su uso fue descontinuado en la década de 1980³².

El tratamiento simultaneo para la obturación y la construcción del núcleo (STRC), es una técnica creada por Masaka et. al³². utilizando resina MMA-TBB para adherir un sistema de poste de fibra. Como el poste posee un módulo elástico similar al de la dentina, lo hace más adecuado para imitar la tensión y la tensión masticatoria. La técnica STRC tiene como ventaja minimizar el número de visitas clínicas del paciente y prevenir las fracturas radiculares verticales por la formación de

monobloques. Un estudio de resultados de STRC informó que posee una tasa de éxito de cinco años del 90,9 %. Aunque existe la técnica de obturación de un solo cono de EndoSequence BC Sealer en NSRCT, STRC puede resultar ser más exitoso para la obturación³².

3.3. Propiedades de las Nanopartículas de Hidroxiapatita

La hidroxiapatita es un compuesto de fosfato de calcio con la fórmula molecular $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH})_2$. Es el compuesto más estable y menos soluble de sus diversas formas de fosfato de calcio⁴³.

Las NPs HA debido a su superficie de reacción y tamaño disminuido, mejora la hidratación del material, teniendo mejores características físicas y químicas⁴³.

Posee una adecuada biocompatibilidad y bioactividad. La biocompatibilidad es una respuesta adecuada del huésped sobre un material, mientras que la bioactividad es la capacidad de un material para adherirse a un tejido vivo. Sin embargo, sus desventajas provienen de su estructura porosa y una disminución en sus propiedades mecánicas⁴³.

Debido a su biocompatibilidad, las NPs HA tienen la capacidad de crear una unión al tejido óseo, disminuyendo las reacciones inflamatorias locales o sistémicas, ya que la hidroxiapatita es el modulador de los monocitos y macrófagos; responsables de la respuesta inflamatoria temprana⁴³.

Por su bioactividad, las NPs HA son osteoconductoras, ayudando al crecimiento óseo cuando es colocado sobre hueso viable o células con potencial de diferenciación ósea, así mejorando la angiogénesis, además, fomenta la cicatrización ósea, teniendo un periodo de cicatrización de 4 meses⁴³.

También posee la capacidad de regeneración del cemento¹¹, induce la mineralización del esmalte y la dentina, así contrarrestando la hipersensibilidad dentinaria⁴⁴. Tiene la capacidad de inhibir el crecimiento de las bacterias Gram-positivas y Gram-negativas⁴³.

Las NPs HA pueden estimular la proliferación celular y ayudar a la regeneración del tejido periodontal, además, pueden utilizarse como portadores de genes para una transfección de genes, ya que poseen la capacidad para absorber moléculas de ADN⁴³, entre otras propiedades.

3.4. Propiedades de las Nanopartículas de Óxido de Magnesio

El óxido de magnesio tiene la fórmula molecular MgO es utilizado para el alivio de la acidez estomacal, el dolor de estómago y para la regeneración ósea⁴⁵.

Las NPs MgO son biocompatibles, biodegradables, no son tóxicas y son amigables con el medio ambiente⁴⁶. Tienen la capacidad de inhibir tumores, poseen un potencial como agente

antibacteriano⁴⁵, siendo capaces de eliminar bacterias Gram-positivas y Gram-negativas⁴. Además, posee la capacidad de ofrecer un suministro controlado de fármacos, mejora la permeabilidad celular⁴⁵ y se pueden metabolizar fácilmente en el cuerpo⁴⁷.

En un estudio *in vivo*, se observó que las concentraciones más bajas de NPs MgO (0,5% y 1%) fomentaban la proliferación celular de los fibroblastos y las NPs MgO favorecieron la proliferación de las células mesenquimales de médula ósea de rata⁴⁷.

También las NPs MgO redujeron la actividad antibacteriana contra *E. coli* y *S. aureus* de forma dependiente de la dosis. Según Xuezhe Liu, et. al⁴⁷. confirmaron que la membrana nMgO-1.5 mostró un resultado superior de la regeneración periodontal en un modelo de rata.

Según Zahra Niknam⁵, demostraron que las NPs MgO aumentaban la adhesión y la proliferación de osteoblastos en los nanocompuestos de hidroxiapatita- (ácido poli-láctico).

Mazaheri Nafiseh, et. al⁴⁵. observaron que las NPs MgO no son tóxicas en concentraciones de 1 nanomolar a 1 milimolar durante 24, 48 y 72 horas para las células SH-SY5Y tanto indiferenciadas como diferenciadas. Además, mencionan que las NPs MgO a concentraciones menores a 250 µg. mL⁻¹ son seguras.

3.5. Uso de las Nanopartículas de Hidroxiapatita en Odontología

Las NPs HA se utilizan como materiales de injerto óseo, debido a sus propiedades osteoconductoras, ya que mejoran la angiogénesis y fomentan la cicatrización ósea⁴³. Al combinarse con células madre o factores de crecimiento y colocándose en un andamio, las NPs HA pueden ser utilizadas con éxito en la ingeniería de tejidos y en la regeneración ósea o del cemento⁴³. Según Kasai et. al⁴⁴. observaron que las NPs HA pueden estimular la proliferación celular y contribuir a la regeneración del tejido periodontal.

Las NPs HA han sido introducidas de manera inyectable⁴³. Además, es el material más utilizado para el recubrimiento de implantes de titanio y acero inoxidable, con las ventajas de tener una mejor adhesión ósea, ayuda a la angiogénesis y presenta una menor reacción inflamatoria. Por lo tanto, se obtiene un mejor contacto hueso-implante. Otra de sus ventajas del uso de las NPs HA como material de recubrimiento para implantes dentales es su capacidad para inhibir el crecimiento de bacterias, Gram-positivas como negativas⁴³.

Según Canullo et al⁴³. utilizaron magnesio con gránulos de hidroxiapatita y sangre como material de injerto en las zonas alveolares. A los 4 y 12 meses, concluyeron que la hidroxiapatita y magnesio

fomentaban la curación completa ósea y el material experimentó una importante reabsorción, siendo favorable para la colocación del implante.

También es utilizada para contrarrestar la hipersensibilidad de la dentina, por sus propiedades para inducir el proceso de mineralización⁴³. Según Kutuk et. al⁴³. existe un gel enriquecido con agentes remineralizantes como el fluoruro de calcio y también hidroxiapatita en su forma nano. La pasta de NPs HA ayuda a reparar los defectos en el esmalte, evitando la reacción sensorial, posterior al blanqueamiento. Además, se ha incorporado en pastas dentales proporcionando iones que inducen la remineralización⁴³.

3.6. Uso de las Nanopartículas de Óxido de Magnesio en Odontología

En un estudio realizado por Kishen et. al⁴. se concluyó que el óxido de magnesio y las nanopartículas de quitosano mostraron un resultado comparable o superior al estándar de oro como irrigante, el hipoclorito de sodio al 5,25 %.

Según Liu Xuezhe, et. al⁴⁷. concluyeron que las membranas incorporadas con NPs MgO electrohiladas, pueden tener un gran potencial para la regeneración del tejido periodontal.

Se demostró, según Hickey et. al⁵. que las NPs MgO aumentaban la adhesión y la proliferación de osteoblastos en los nanocompuestos de Hidroxiapatita y ácido poli-láctico.

Además, según Niknam Zahra, et. al⁵. se propuso un andamio híbrido de NPs MgO y andamios compuestos de policaprolactona, que podría ser una opción ideal para la diferenciación osteogénica de las células mesenquimales del tejido adiposo derivadas de rata y para la ingeniería del tejido óseo.

3.7. Norma ISO 6876: 2001 Materiales de Sellado del conducto radicular. Propiedades físicas y mecánicas.

Fluidez

La fluidez de los cementos selladores establece la eficacia con la que se obturan los conductos accesorios y los espacios entre el cono maestro y los conos accesorios. Por el contrario, una fluidez elevada puede provocar una extrusión apical del material, que ocasiona lesiones en los tejidos periapicales⁴⁸.

Tiempo de Trabajo

Es el lapso de tiempo medido desde el inicio del mezclado, hasta donde se pueda manipular el sellador sin que cambien sus propiedades³.

Tiempo de Fraguado

Es el tiempo desde que termina el mezclado hasta que el sellador ha fraguado³.

Espesor de Película

Se determina como la diferencia de espesores entre dos losetas de vidrio, con y sin el cemento sellador mediante un calibre micrométrico, con una precisión de 1 μm según el método descrito en la norma ISO 6876/2001⁴⁸.

Cambio Dimensional

El cambio dimensional de los cementos selladores en los conductos radiculares con el paso del tiempo puede producir espacios en la interfaz sellador/dentina o sellador/ gutapercha, que permiten el paso de microorganismos. Por lo tanto, la estabilidad dimensional de los cementos selladores es importante para desempeño adecuado del material de relleno radicular⁴⁹.

Según la norma ISO 6876:2001³ debe haber una expansión lineal no mayor al 0,1% y una contracción no mayor al 1%.

Solubilidad

La norma ISO 6876:2001 menciona que los cementos selladores deben tener una solubilidad en agua destilada inferior al 3%³.

La solubilidad de los cementos selladores se prueba mediante el porcentaje de la masa de la muestra que se obtiene con el agua destilada en comparación a la masa original de las muestras⁴⁹.

Radiopacidad

La radiopacidad se obtiene generalmente agregando diversas sales metálicas. El tipo y el grosor de los cementos selladores contribuye en la radiopacidad de las obturaciones radiculares. Según la norma ISO 6876:2001, la radiopacidad recomendada en los cementos selladores debe ser como mínimo la de una cuña de aluminio de 3 mm de grosor³⁵.

3.8. Ensayo MTT

El MTT amarillo soluble en agua (3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazoliobromuro) se reduce metabólicamente en las células viables a un formazán insoluble azul-violeta. El número de células viables se relaciona con la intensidad del color, que se determina por mediciones fotométricas, después de disolver el formazán en alcohol.

Cuanto menor sea el valor de Viabilidad, mayor será el potencial citotóxico del producto de ensayo. Si la viabilidad se reduce a < 70 % del blanco, existe un potencial citotóxico. El extracto

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

al 50 % de las muestras de ensayo debe tener una viabilidad igual o superior a la del extracto al 100 %; de no ser así, debe repetirse el ensayo¹⁴.

4. Antecedentes

Los cementos selladores endodónticos a base de hidróxido de calcio modificados con NPs HA y NPs MgO, son una innovación en el área de endodoncia, ya que actualmente no existe literatura científica, ni se encuentran en el mercado. Sin embargo, se han encontrado estudios sobre el uso de nanopartículas de quitosano y óxido de zinc en cementos selladores a base de resina, mejorando sus propiedades antibacterianas y no alterando la fluidez del sellador⁶.

En otro estudio se menciona el uso de poli-isopreno y nanopartículas de vidrio bioactivo, con la posibilidad de crear una interfaz de hidroxiapatita, sugiriendo no usar un cemento sellador. La adición de rellenos de vidrio bioactivo en los polímeros los hace bioactivos y mejora la capacidad de sellado⁶.

El uso de nanopartículas de polietilenimina de amonio cuaternario, han sido usadas en cementos selladores para mejorar sus propiedades antibacterianas⁶.

Además, según Nancy Kudsy Carvalho, et. al⁵⁰. 4 cementos selladores modificados con nanopartículas de clorhexidina y hexametáfosfato presentan un efecto antibacteriano contra *E. faecalis*, una disminución de la solubilidad y del pH.

Actualmente, existen diversos estudios con cementos selladores endodónticos modificados con nanopartículas, pero solo se encuentra uno en el mercado; llamado NanoSeal-S a base de polidimetilsiloxano con nanopartículas de plata⁴.

5. Planteamiento del Problema

Los cementos selladores a base de hidróxido de calcio, como lo es SealapexTM (SybronEndo, Italia), presentan algunas limitaciones en sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas; como en su tiempo de fraguado, el cuál es de 2 a 3 semanas con una humedad relativa del 100% y no fragua en un ambiente seco³⁵. En su solubilidad, ya que según Desai Shalin, et. al³⁵. en un estudio con animales, Sealapex se disolvió y fue parcialmente sustituido por tejido conectivo. En su biocompatibilidad, ya que, según Poggio Claudio, et. al³⁴. Sealapex presenta una moderada citotoxicidad.

Debido a las limitaciones anteriormente mencionadas, se han realizado estudios con materiales innovadores en el área de endodoncia, como son los cementos selladores modificados con nanopartículas, que pueden ser un área de oportunidad en la odontología, para mejorar sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas.

6. Pregunta de Investigación

¿Las NPs HA y MgO mejorarán las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador endodóntico?

7. Hipótesis

7.1. Hipótesis de Investigación

La modificación del cemento sellador con NPs HA y MgO mejora las propiedades físicas y mecánicas, sin alterar la compatibilidad biológica.

7.2. Hipótesis Nula

La modificación del cemento sellador con NPs HA y MgO no mejora las propiedades físicas y mecánicas y altera la compatibilidad biológica.

8. Justificación

Se realizó el presente trabajo de investigación desde un ámbito local, debido a que el cemento sellador Sealapex™ (SybronEndo, Italia) es el más utilizado en los tratamientos de conductos en las Clínicas de Odontología de la Escuela Nacional de Estudios Superiores Unidad León de la Universidad Nacional Autónoma de México. Según las limitaciones mencionadas en sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas, se decidió realizar un estudio desde un ámbito experimental con la modificación de un cemento sellador con NPs HA y MgO, debido a que las NPs HA son biocompatibles, bioactivas, osteoconductoras⁴⁴ y por su gran superficie de reacción y tamaño reducido, mejoran la hidratación del material, ganando así mejores características físicas y químicas⁴³, entre otras propiedades. Por otro lado, las NPs MgO poseen propiedades antibacterianas, son biocompatibles con el organismo⁴⁶, así como con las NPs HA, son bioactivas, además de ser una opción adecuada para la ingeniería de tejido óseo⁵, pudiendo ser así una alternativa prometedora para mejorar las propiedades físicas, mecánicas y biológicas del cemento sellador Sealapex™ (SybronEndo, Italia).

9. Objetivos

9.1. Objetivo General:

Conocer las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador endodóntico modificado con NPs HA y MgO al 2.5%.

9.2. Objetivo Específico:

- Evaluar la citotoxicidad y concentración entre las nanopartículas en cultivo con células mesenquimales de la papila apical (SCAP) basado en la norma ISO 10993-5: 2009³⁵.
- Modificar el cemento sellador con NPs HA y MgO al 2.5%.
- Caracterizar el cemento sellador modificado con nanopartículas en microscopía estereoscópica de fluorescencia.
- Evaluar las propiedades físicas y mecánicas del cemento sellador con NPs HA y MgO, en comparación con el cemento sellador sin nanopartículas basado en la norma ISO 6876: 2001³.
- Estimar la citotoxicidad del cemento modificado con nanopartículas en cultivo con células mesenquimales de la papila apical (SCAP) basado en la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴.

10.Marco Metodológico

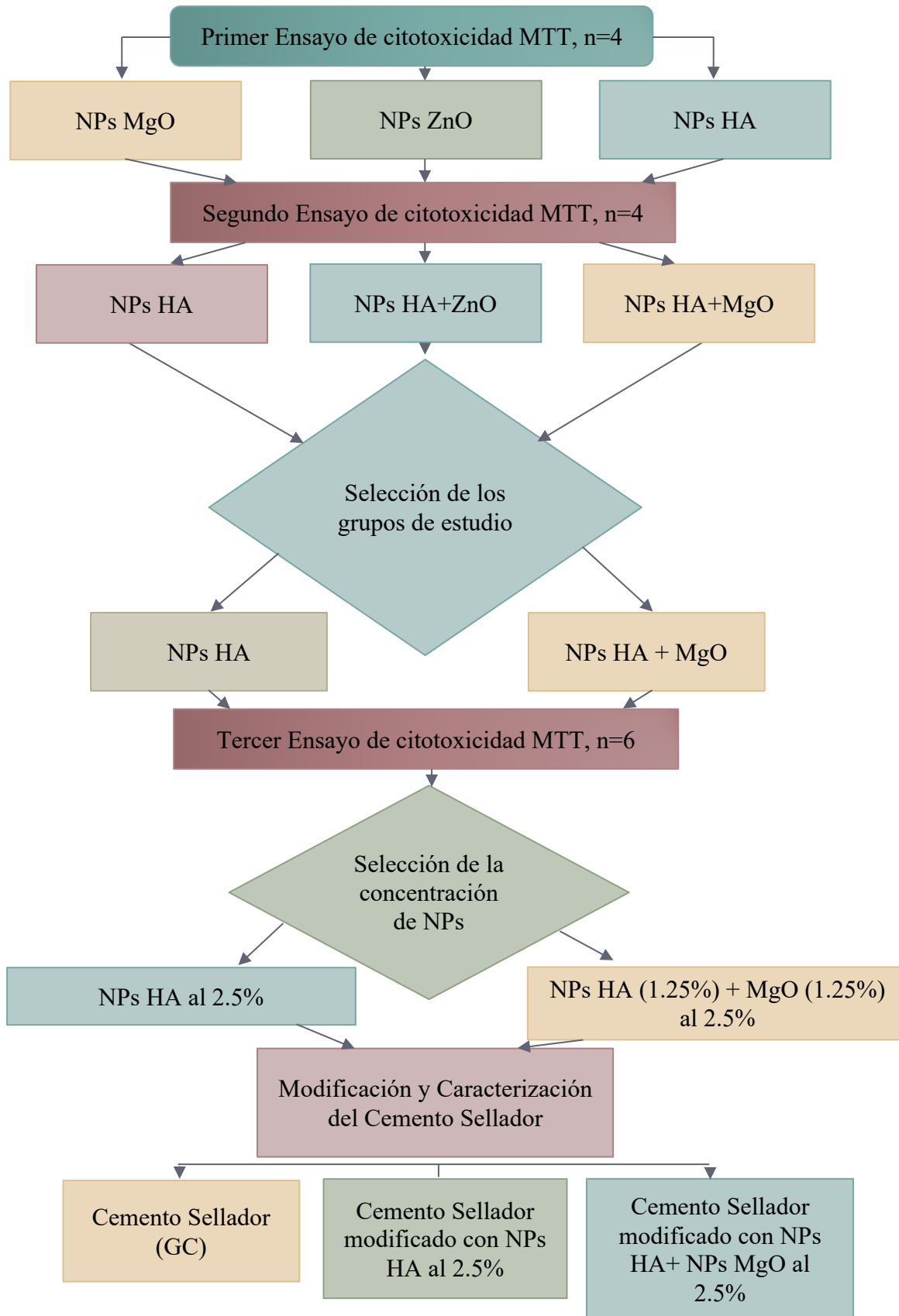
10.1. Tipo de Estudio

Experimental Puro: Se realizaron las pruebas físicas, mecánicas y biológicas, conforme a la norma ISO 6876: 2001³ y la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴. Contando con un grupo control, siendo el cemento sellador y un cultivo con células mesenquimales de la papila apical (SCAP); y así comparando sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas con el cemento sellador modificado con NPs HA y NPs HA+ NPs MgO.

Analítico: Evaluando el efecto en las propiedades físicas y mecánicas de acuerdo a la norma ISO 6876:2001³, que se obtuvo con la modificación del cemento sellador al 2.5% con NPs HA y NPs HA+ NPs MgO, así como se evaluó el efecto en las propiedades biológicas del cemento sellador con su modificación con nanopartículas, de acuerdo a la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴.

Prospectivo: Conforme se realizaron las pruebas de acuerdo con la norma ISO 6876: 2001³ y la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴, se fueron obteniendo los resultados en el futuro.

10.2. Diseño Experimental



Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

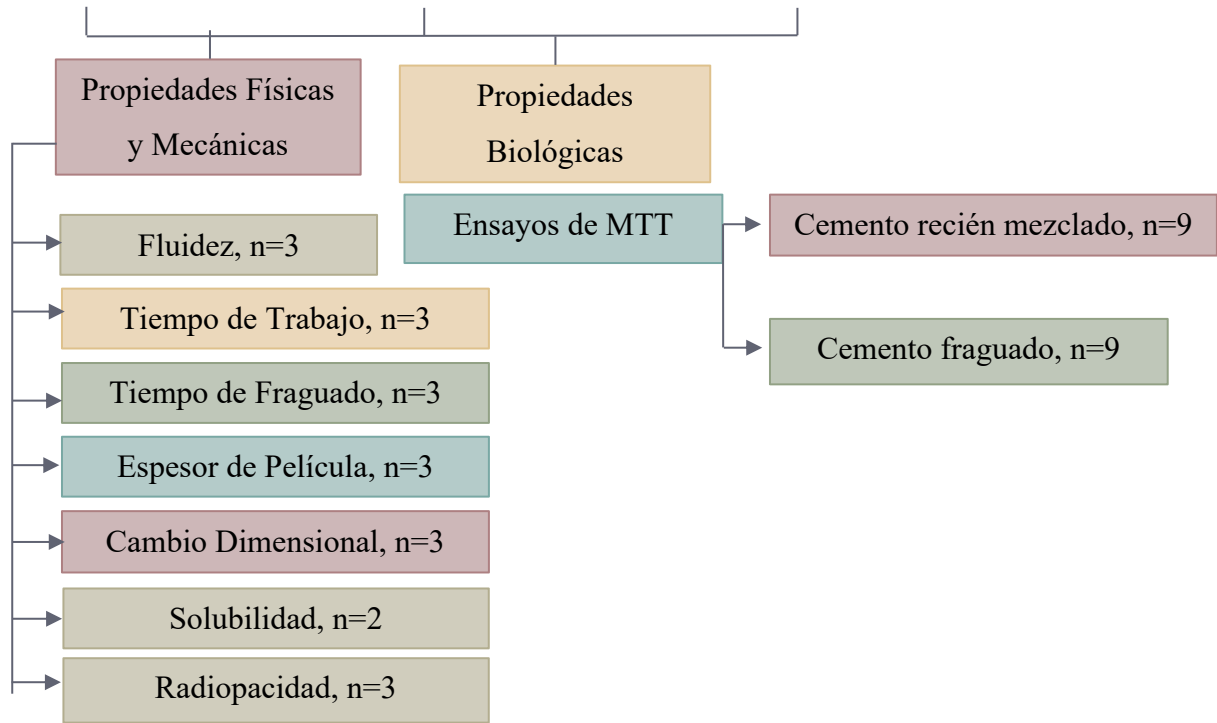


Diagrama 1. Diseño Experimental y Metodología del proyecto de investigación. (Fuente propia).

10.3. Universo y Tamaño de Muestra

En el presente estudio se seleccionaron 3 grupos; el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia); siendo el Grupo control (G1), el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) modificado con NPs HA al 2.5% (G2) y el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) modificado con NPs de HA+ MgO al 2.5% (G3). Fueron seleccionados los grupos debido a su biocompatibilidad con el cultivo de células mesenquimales de la papila apical (SCAP).

- **Sealapex™ (SybronEndo, Italia):** Cemento Sellador a base de Hidróxido de Calcio, forma parte del sistema de catalizador/base. La base contiene óxido de zinc, $\text{Ca}(\text{OH})_2$, butilbenceno, sulfonamida y estearato de cinc. El catalizador contiene sulfato de bario y dióxido de titanio como sustancias radioopacas, además de resina, isobutil salicilato y aerosol R 972.
- **Nanopartículas de Hidroxiapatita (Sigma-Aldrich, Estados Unidos):** Nanopolvo menor a 200 nanómetros, con un peso molecular de 502.31, con la fórmula molecular $\text{Ca}_5(\text{OH})(\text{PO}_4)_3$
- **Nanopartículas de Óxido de Magnesio (Sigma- Aldrich, Estados Unidos):** Nanopolvo menor o igual a 50 nanómetros, con un peso molecular de 40.30 y con la fórmula molecular MgO.

Para realizar la selección de las nanopartículas a utilizar en el presente proyecto, se realizaron dos pruebas de viabilidad celular, de acuerdo con la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴, sobre las propiedades biológicas, se utilizaron 3 nanopartículas a distintas diluciones. Contando con un tamaño de muestra de 4, por cada tipo de nanopartícula (n=4); las 2 nanopartículas que tuvieron mejores resultados se seleccionaron.

Además, se realizó una prueba de viabilidad celular por medio de un ensayo MTT, a las 6, 24 y 48 horas de los grupos de nanopartículas escogidas con anterioridad a distintas diluciones, con un tamaño de muestra de 6 por grupo (n=6).

Posteriormente, se realizó la prueba de viabilidad celular por medio de un ensayo MTT, en el que se evaluaba al cemento sellador modificado con nanopartículas, recién mezclado, y fraguado, con 9 muestras por grupo (n=9).

Finalmente, para conocer las propiedades físicas y mecánicas de acuerdo con la norma ISO 6876: 2001³, según la propiedad a evaluar, se realizaron 3 muestras por grupo, haciendo una modificación en la prueba de "Solubilidad", debido a que no se contaba con material para realizar

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

la última muestra, por lo que en esta prueba el tamaño de muestra fue de 2 por grupo y se obtuvo el promedio del resultado de las muestras. (n=3, *Solubilidad n=2)

- Prueba inicial de viabilidad celular con 3 nanopartículas distintas en células SCAP, n=4.
- Prueba de viabilidad celular con 3 nanopartículas diferentes en células SCAP, n=4.
- Viabilidad celular por medio de un ensayo MTT, a las 6, 24 y 48 horas, n=6
- Prueba de viabilidad celular con el cemento sellador modificado con nanopartículas, recién mezclado, n=9.
- Prueba de viabilidad celular con el cemento sellador modificado con nanopartículas, fraguado, n=9.
- Evaluación de propiedades físicas y mecánicas de un cemento sellador
 - Fluidez (por grupo, n=3)
 - Tiempo de Trabajo (por grupo, n=3)
 - Tiempo de Fraguado (por grupo, n=3)
 - Espesor de Película (por grupo, n=3)
 - Cambio Dimensional (por grupo, n=3)
 - Solubilidad (por grupo, n=2)
 - Radiopacidad (por grupo, n=3)

10.4. Muestreo y Tipo de Muestra

No probabilístico por conveniencia: Se seleccionaron los grupos a evaluar debido a la biocompatibilidad que presentaban con el cultivo de SCAP, y a su vez con las nanopartículas. Además, se utilizó un cemento sellador, NPs HA, NPs MgO y los instrumentos con los que contábamos en el Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria (LII), Área de Nanoestructuras y Biomateriales ENES Unidad León, UNAM.

10.5. Criterios de Selección

10.5.1. Inclusión

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que cumplieran con los criterios mínimos de medición en las pruebas físicas y mecánicas de acuerdo a la norma ISO 6876: 2001³.

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que no presentaban citotoxicidad, ligera a mediana citotoxicidad según la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴.

10.5.2. Exclusión

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que no cumplieran con los criterios mínimos de medición en las pruebas físicas y mecánicas de acuerdo a la norma ISO 6876: 2001³.

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que poseían severa citotoxicidad de acuerdo con la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴.

10.5.3. Eliminación

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que tenían variabilidad considerable en los resultados del ensayo MTT.

Las muestras de cemento sellador y sus modificaciones que presentaban variabilidad considerable en las pruebas físicas y mecánicas de acuerdo a la norma ISO 6876: 2001³.

10.6. Análisis y Variables

10.6.1. Variable dependiente o de respuesta

Variables	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Análisis estadístico
Biocompatibilidad	Adecuada respuesta del huésped durante la acción de un material ⁴³ .	Por medio de un ensayo MTT, las sales de Tetrazolio, se reducen metabólicamente a un formazán y el número de células viables se relaciona con la intensidad del color, que se determina por mediciones fotométricas, después de disolver el formazán en alcohol ⁴⁷ . Para así conocer su efecto citotóxico de la modificación del cemento sellador sobre el cultivo con células mesenquimales de la papila apical (SCAP).	Cualitativa Ordinal	De Razones No citotóxico (100-75%), Ligero (74.9%-50%), Moderado (49.9-25%) y Severo (24.9-0%).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney
Fluidez	Propiedad de los cuerpos cuyas moléculas tienen poca coherencia entre sí, y adquieren la forma del recipiente donde están contenidos ⁵¹ .	Se determinó al aplicar 0.05 mL de cemento sellador en una loseta de vidrio, encima de esta, se colocó otra loseta de vidrio y un peso de 100 gr, por 10 minutos, obteniendo el promedio del diámetro de las muestras.	Cuantitativa Continua	De Razones (milímetros).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney
Tiempo de Trabajo	Periodo de tiempo medido, a partir del comienzo de mezclado, hasta que pueda ser manipulado ³ .	Se realizó el procedimiento anteriormente descrito y basándose en el tiempo de trabajo establecido por el fabricante. Una vez obtenido un diámetro 10% menor al de fluidez, se registró el Tiempo de Trabajo.	Cuantitativa Continua	De Razones (Minutos)	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Tiempo de Fraguado	Periodo de tiempo medido al finalizar el mezclado, hasta que el sellador ha fraguado ³ .	Se mezcló el cemento sellador de acuerdo a las instrucciones del fabricante y se colocó en moldes metálicos, almacenándose en una incubadora a 37°C y 95% de humedad, verificando con la aguja de Gillmore las muestras. Hasta que no existió alguna indentación sobre el material, se determinó el Tiempo de Fraguado.	Cuantitativa Continua	De Razones (Horas).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney
Espesor de Película	Determinar el grosor del cemento sellador.	Se utilizaron 2 losetas de vidrio pequeñas y se aplicó 0.5 ml de cemento sellador. Posteriormente, se aplicó una fuerza vertical de 150 N, una vez que pasaron 10 minutos se midió con el micrómetro, restando el grosor de las losetas, con el grosor de las losetas y el cemento sellador, así se obtuvo el espesor de película.	Cuantitativa Continua	De Razones (Micrómetros).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney
Cambio Dimensional	Expansión o contracción de un material, debido a las alteraciones ambientales ⁵² .	Se prepararon las muestras de cemento sellador de acuerdo con las instrucciones del fabricante, en moldes metálicos cilíndricos, cada uno fue cubierto con papel celofán y láminas de microscopio, junto con una prensa en C, se incubaron hasta que el cemento fraguó y se realizó la primera medición con el	Cuantitativa Continua	De Razones (Porcentaje).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

		<p>micrómetro. Después, se colocaron las muestras en agua destilada, en la incubadora a 37°C por 30 días, una vez pasado el tiempo, se volvió a realizar otra medición para registrar el cambio dimensional.</p>			
Solubilidad	<p>Capacidad de una sustancia o un cuerpo para disolverse al mezclarse con un líquido⁵³.</p>	<p>Se mezcló el cemento sellador de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se colocó en moldes de acrílico. Además, se colocó papel de celofán en la parte superior e inferior, así como losetas de vidrio y se dejaron en la incubadora hasta que el material fraguó.</p> <p>Se colocaron las muestras en frascos de 50 mL junto con alambres de ortodoncia para sostener las muestras. Se pesaron los frascos junto con las muestras y después, se colocó 50 mL de agua destilada en los frascos y se guardó en la incubadora por 24 horas. Posteriormente, se lavaron los especímenes con 3 mL de agua sobre el frasco. Se colocó el frasco en un desecador, hasta que se evaporó el agua. Se volvió a pesar el frasco y se</p>	Cuantitativa Continua	De Razones (Porcentaje).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

		obtuvo el resultado de solubilidad.			
Radiopacidad	Capacidad de un material de absorber radiaciones X ⁵⁴ .	Se mezcló el cemento de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se colocó en moldes de acrílico, se dejaron las muestras en la incubadora hasta que el cemento sellador fraguó. Posteriormente, se tomó una radiografía a 65 kV, a una distancia de 300 mm, en una radiografía oclusal, con las muestras y el densitómetro. Se reveló la radiografía y se escaneó para obtener su densitometría en un programa llamado "ImageJ". El resultado se cambió a mm de Aluminio por medio de una fórmula.	Cuantitativa Continua	De Razones (Milímetros de Aluminio).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

10.6.2. Variables independientes

VARIABLES	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo de Variable	Escala de Medición	Análisis Estadístico
Dosis	Cantidad o porción de algo, material o inmaterial ⁵⁵ .	Depende del microorganismo, tamaño de muestra o nanopartícula a evaluar.	Cuantitativa Continua	De Razones (UFC/ml y mg/ml)	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney
Tipo de Nanopartículas	Nanopartículas de Hidroxiapatita: Nanopolvo menor a 200 nanómetros, con un peso molecular de 502.31, y la fórmula molecular $Ca_5(OH)(PO_4)_3$ ⁵⁶ . Nanopartículas de óxido de magnesio: Nanopolvo menor o igual a 50 nanómetros, con un peso molecular de 40.30 y con la fórmula molecular MgO ⁵⁷ .	Marca: Sigma-Aldrich. Tamaño: Nanopartículas de Hidroxiapatita: Nanopolvo menor a 200 nanómetros. Nanopartículas de óxido de magnesio: Nanopolvo menor o igual a 50 nanómetros.	Cuantitativo Continuo	De Razones (Nanómetros).	Pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney

11. Materiales y Métodos

Para el presente estudio, se seleccionó el cemento sellador Sealapex™ (SybronEndo, Italia), las NPs HA (Sigma-Aldrich, San Louis, MO, Estados Unidos), las NPs MgO (Sigma- Aldrich) y las células de la papila apical (SCAP), obtenidas de un subcultivo celular en el Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria (LII), Área de Nanoestructuras y Biomateriales, ENES Unidad León, UNAM.

11.1. Protocolo de Subcultivo para células SCAP

El protocolo de subcultivo para células SCAP fue el siguiente: Se verificó en el microscopio óptico que el plato tuviera más del 80% de confluencia celular. Después, se retiró el medio de cultivo y se lavó dos veces con 3 mL de solución de fosfato salino tamponado. Se aplicaron 500 μ L de tripsina al 0.05% en cada pocillo y se incubó durante 5 minutos en condiciones celulares de 37°C, 95% de humedad y 5% de dióxido de carbono. Luego, el plato se sacó de la incubadora y se verificó el desprendimiento de las células en el microscopio óptico. Posteriormente, se realizó el conteo celular en la cámara de Neubauer o hematocitómetro. Una vez desprendidas las células, se agregaron 10 mL de medio de cultivo para disgregarlas y se colocaron 100 μ L en la placa de 96 pocillos a una densidad de 5×10^5 células/mL. Finalmente, se incubó por 24 horas.



Imagen 1. Subcultivo de células SCAP. (Fuente propia).

11.2. Ensayo inicial de citotoxicidad por MTT

El ensayo inicial de citotoxicidad por MTT se realizó de acuerdo con la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴, con 3 nanopartículas distintas; las NPs HA (Sigma-Aldrich), las NPs MgO (Sigma-Aldrich) y las NPs ZnO (Sigma- Aldrich). Mediante el siguiente protocolo:

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Se retiró el medio de cultivo y se renovó, después se inocularon las nanopartículas que iban aumentando en concentración de (0-1 mg/mL) 50% en 50%. Utilizando como grupo control a las células SCAP. Se incubó el plato de 96 pocillos por 24 horas.

Una vez transcurrido el tiempo, se retiró el medio de cultivo y se colocó solución MTT a 100 μ L. Se esperó 4 horas en la incubadora a 37°C. Después, se retira la solución de MTT y se diluyeron los cristales con 100 microlitros de DMSO.

Posteriormente el plato de 96 pocillos se transfiere al espectrofotómetro a 570 nm para leer la absorbancia de luz y conocer los resultados del ensayo MTT.

El tamaño de muestra fue de 4 muestras por grupo.

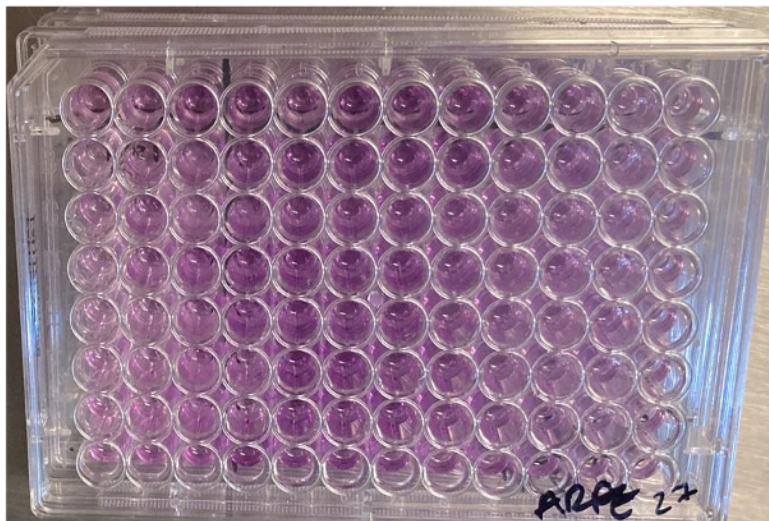


Imagen 2. Ensayo MTT con células SCAP, en contacto con NPs HA, NPs MgO, NPs ZnO. (Fuente propia).

11.3. Segundo Ensayo de citotoxicidad por MTT

De acuerdo con los resultados obtenidos en el anterior ensayo, se realizó un segundo Ensayo de citotoxicidad por MTT con las nanopartículas que tuvieron ausencia o ligera citotoxicidad, creando 3 grupos distintos, que fueron los siguientes: NPs HA, NPs HA + MgO y NPs HA + ZnO. Se realizó el mismo protocolo anteriormente descrito, utilizando como grupo control a las células SCAP y aumentando en concentración de 50% en 50% los grupos de nanopartículas, según la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴. El tamaño de muestra que se utilizó fue de 4 muestras por grupo. Los grupos que tuvieron mejores resultados fueron las NPs HA y NPs HA + MgO.

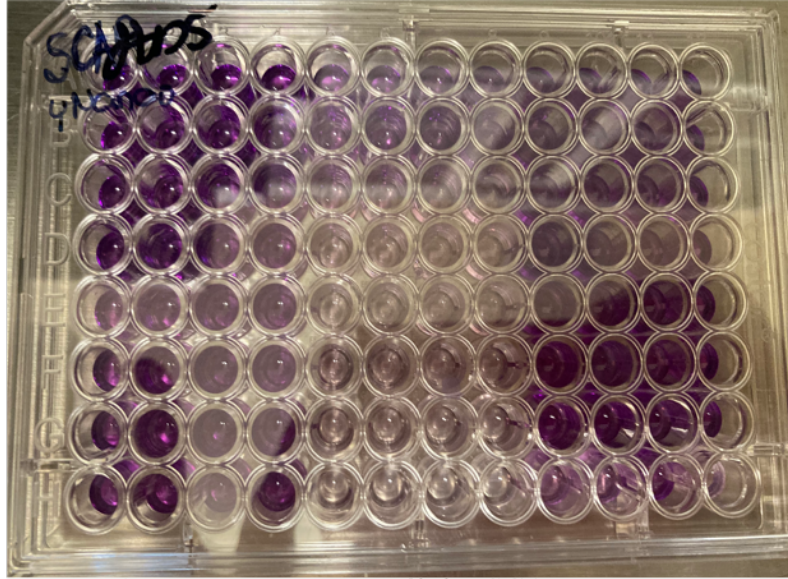


Imagen 3. Ensayo MTT con células SCAP en contacto con NPs HA, NPs HA+ MgO, NPs HA+ ZnO. (Fuente propia).

11.4. Tercer Ensayo de citotoxicidad por MTT (Selección de grupos de estudio)

Una vez obtenidos los resultados del ensayo de citotoxicidad anterior, nuevamente los grupos que obtuvieron ausencia o ligera citotoxicidad se seleccionaron para realizar un tercer ensayo de citotoxicidad, siendo: 1) NPs HA, 2) NPs HA+ MgO. Se evaluó su citotoxicidad y concentración con las células SCAP a las 6, 24 y 48 horas, realizando el mismo protocolo de ensayo por MTT anteriormente descrito, utilizando como grupo control a las células SCAP y aumentando en concentración de 0-1 mg/ml según la norma ISO 10993-5: 2009¹⁴.

Seleccionando 3 grupos de estudio: el cemento sellador (G1), el cemento sellador modificado con NPs HA al 2.5% (G2) y el cemento sellador modificado con NPs de HA+ MgO al 2.5% de cada NPs (G3). El tamaño de muestra fue de 6 muestras por grupo.

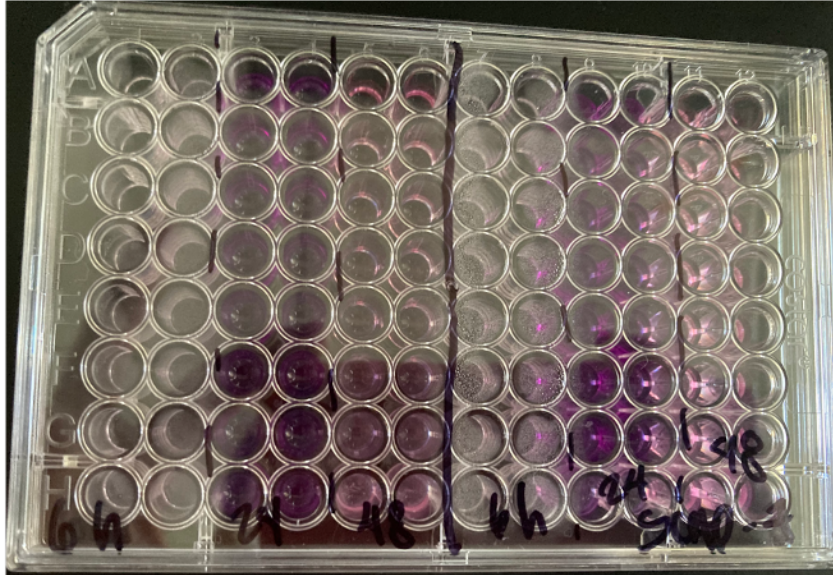


Imagen 4. Ensayo MTT con células SCAP en contacto con NPs HA y NPs HA+ MgO a las 6, 24 y 48 horas. (Fuente propia).

11.5. Modificación del cemento sellador

La modificación del cemento sellador se realizó mezclando porciones de base y catalizador 1:1, de acuerdo con las instrucciones del fabricante y adicionando 2.5% de NPs HA (Sigma-Aldrich, Estados Unidos) para el grupo 2 (G2) y NPs HA (1.25%) + MgO (1.25%) al 2.5% (Sigma-Aldrich, Estados Unidos), para el grupo 3 (G3).

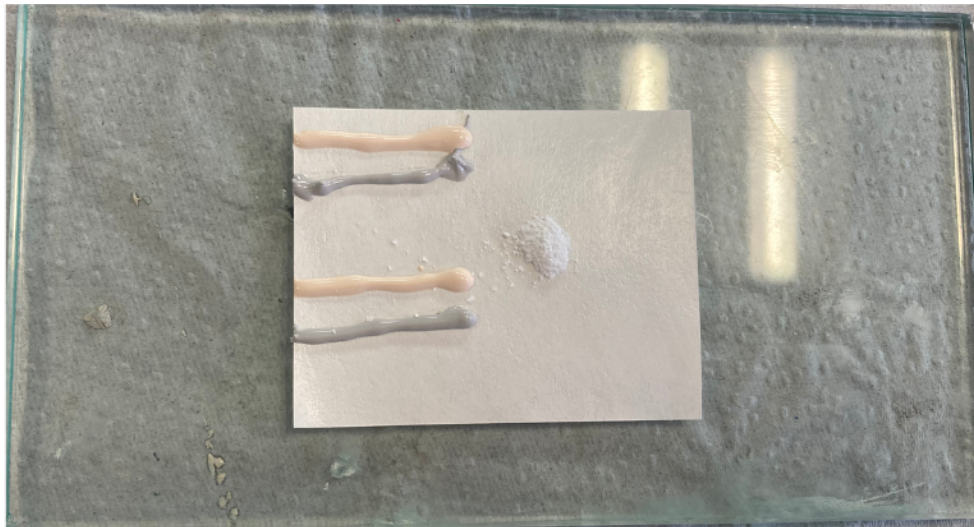


Imagen 5. Modificación del cemento sellador. (Fuente propia).

11.6. Caracterización del cemento sellador

Mediante una balanza analítica en el Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria (LII), Área de Nanoestructuras y Biomateriales, ENES Unidad León, UNAM, se pesó cada porción, siendo 1:1 (base, catalizador) de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Teniendo por cada porción de cemento sellador el 100% y obteniendo el 2.5%, de cada grupo de nanopartículas a evaluar, siendo el grupo 2 (G2) NPs HA al 2.5% y el grupo 3 (G3) NPs HA (1.25%) + MgO (1.25%) al 2.5%.

Se realizó la mezcla del cemento sellador modificado con nanopartículas, de manera que el cemento quedó como una pasta homogénea. Todo esto se observó y verificó, su correcta homogeneidad mediante el microscopio estereoscópico de fluorescencia.

11.7. Evaluación de las propiedades físicas y mecánicas de la modificación del cemento sellador

Fluidez

Se realizó la prueba de fluidez, de acuerdo con la norma ISO 6876:2001³ basado en el punto 7.2

Material

- 2 losetas de 40 x 40 milímetros y 5 milímetros de grosor, con un peso de 20 gramos
- 100 gramos de peso
- Jeringa graduada de 3 mililitros
- Hoja milimétrica
- Vernier

Procedimiento

Se mezcló el cemento sellador de acuerdo con las instrucciones del fabricante, con un volumen de $(0.05 \pm .005)$ mililitros y se colocó el 2.5% de NPs HA en el grupo 2 (G2) y en el grupo 3 (G3) NPs HA (1.25%) + MgO (1.25%) al 2.5%. Utilizando la jeringa graduada, se colocó el cemento sellador sobre la loseta (Imagen 6A) y se colocó encima la segunda loseta, junto con los 100 gramos de peso más el peso de la loseta de vidrio (Imagen 6B). A partir de que se finalizó el mezclado, se contaron 10 minutos y se retiró el peso.

Se midió el diámetro máximo y mínimo del disco formado, si los diámetros no diferían más de 1 milímetro, se anotaba el promedio de los resultados obtenidos, de no ser así, se repetía la prueba.

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Se realizaron 3 muestras por grupo, obteniendo su promedio. El diámetro del disco debe medir por lo menos 20 milímetros, de otra forma se repetía la prueba.

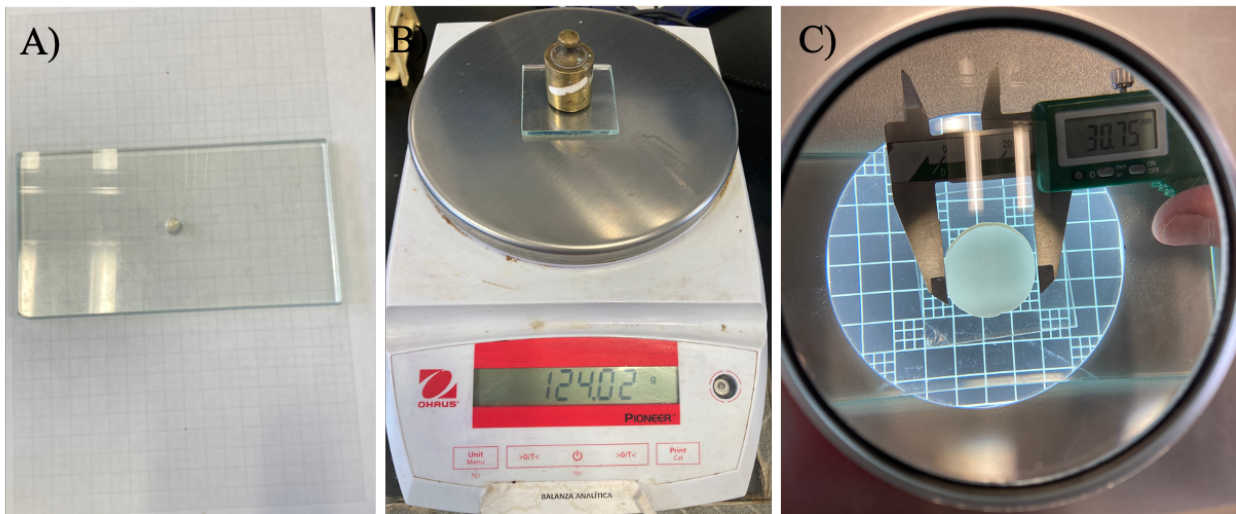


Imagen 6. Prueba de Tiempo de trabajo. A) Porción de cemento sellador ($.05 \pm .005$) mililitros. B) 100 gramos de peso, junto con la loseta de vidrio. C) Medición del diámetro máximo. (Fuente propia).

Tiempo de trabajo

Se determinó el tiempo de trabajo, basándonos en el punto 7.3 de la norma ISO 6876:2001³ y en el tiempo de trabajo establecido por el fabricante.

Material

- 2 losetas de 40 x 40 mm y 5 mm de grosor, con un peso de 20 gr
- 100 gr de peso
- Jeringa graduada de 3 mL
- Hoja milimétrica
- Vernier

Procedimiento

Se mezcló un volumen de 0.05 ± 0.005 mL de cemento sellador de cada uno de los 3 grupos. Con ayuda de la jeringa graduada, se colocó el cemento sellador sobre la loseta.

Se contó el tiempo desde el inicio de la mezcla y basándose en el tiempo de trabajo establecido por el fabricante, hasta cuando se logró un diámetro 10% menor al valor de fluidez, se determinó el tiempo de trabajo (Imagen 7).

El tiempo de trabajo no debe ser menor que el 90% del tiempo establecido por el fabricante. Se realizaron 3 muestras por grupo y se obtuvo el promedio por grupo.

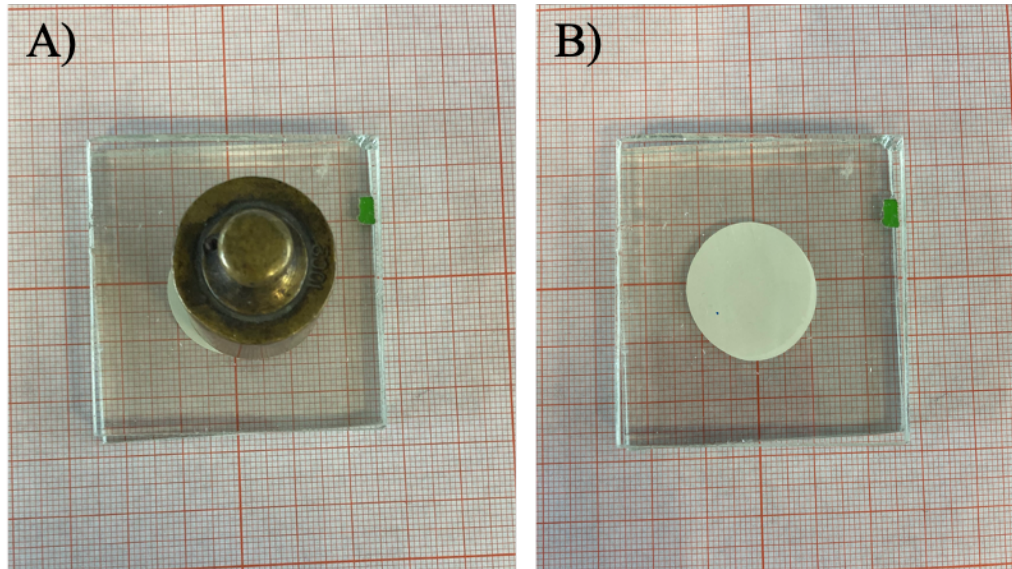


Imagen 7. Prueba de Tiempo de trabajo. A) Loseta con un peso de 100 gramos. B) Diámetro máximo y mínimo del cemento sellador. (Fuente propia).

Tiempo de Fraguado

Con base al punto 7.4 de la norma ISO 6876:2001³, se obtuvo el tiempo de fraguado.

Material

- Incubadora capaz de mantener una temperatura de 37 ± 1 °C y una humedad relativa del 95%
- Aguja tipo Gillmore con un peso de 100 ± 0.5 y un diámetro de 2 ± 0.1 mm
- Moldes de 10 mm de diámetro por 2 mm de altura.
- Láminas de microscopio de 1 mm de grosor.

Procedimiento

Se guardó el molde metálico en la incubadora a 37°C y 95% de humedad relativa por 24 horas. Posterior a este tiempo, se mezcló el cemento sellador de acuerdo con las instrucciones del fabricante, y se adicionó el 2.5% de NPs HA para el grupo 2 (G2) y en el grupo 3 (G3) NPs HA (1.25%) + MgO (1.25%) al 2.5%. Se llenaron los moldes metálicos con las muestras de cemento sellador y encima se colocó la lámina de microscopio (Imagen 8A).

Cuando el tiempo de fraguado establecido por el fabricante se aproxima, se dejó caer la aguja sobre la muestra. Se repitió este procedimiento hasta que la aguja ya no dejó marcas sobre el cemento. Se calculó el tiempo a partir del final del mezclado, hasta que la aguja ya no dejara marcas (Imagen 8B). Realizando 3 muestras por cada grupo y obteniendo su promedio.

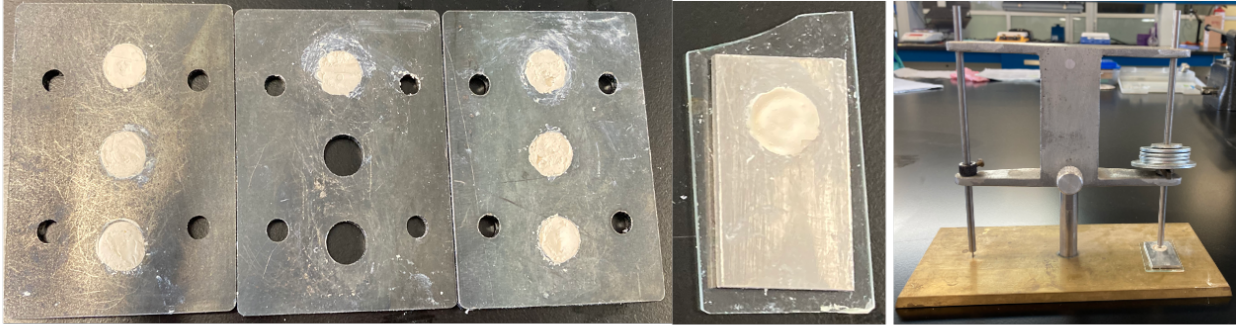


Imagen 8. Prueba de Tiempo de fraguado. A) Muestras a evaluar. B) Con Aguja de Gillmore. (Fuente propia).

Espesor de película

Se realizó de acuerdo con el punto 7.5 de la norma ISO 6876:2001³.

Material

- 2 losetas de vidrio de un área de 200 mm² y un grosor de 5 mm.
- Aparato para aplicar cargas de 150 Newtons
- Micrómetro

Procedimiento

Se midieron los grosores de ambas losetas colocadas una sobre la otra y se registró el valor. Se mezcló el cemento sellador como se mencionó anteriormente, colocando el cemento sellador en una loseta. Posteriormente se colocó otra loseta encima (Imagen 9A). Después de 180 segundos, posteriores a la elaboración de la mezcla, se aplicó verticalmente la carga de 150 Newtons y permaneció por 10 minutos (Imagen 9B) y C). Luego, se midió el grosor de las losetas con el micrómetro.

Se registraron los resultados determinando la diferencia entre el grosor de las losetas sin la muestra y con muestra. Realizándose 3 veces el procedimiento y obteniendo el promedio.

Los cementos selladores deben tener un espesor de película no mayor a 50 micrómetros.

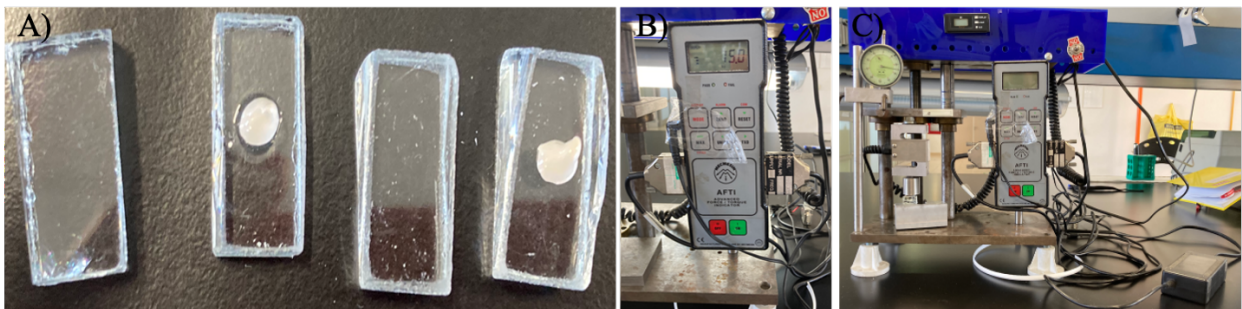


Imagen 9. Prueba de Espesor de Película. A) Losetas de vidrio con las muestras a evaluar. B) 150 Newtons de fuerza. C) Aparato para aplicar cargas de 150 Newtons, junto con las muestras. (Fuente propia).

Cambio Dimensional

Se realizó de acuerdo con el punto 7.6 de la norma ISO 6876:2001³.

Material

- 9 moldes cilíndricos divisibles con un diámetro de 3.30 mm y 5.9 mm de altura, hechos de acero inoxidable.
- 27 láminas de microscopio
- Papel de celofán
- 3 prensas en forma de C
- Incubadora con una temperatura de 37° C y una humedad relativa del 95%
- Micrómetro
- Lija de agua de 600

Procedimiento

Se mezcló el material como se mencionó anteriormente, junto con (.02 ml/ .02g) de agua. Después, se colocó el molde sobre un papel de celofán y una lámina de microscopio. Se llenaron los moldes con el cemento sellador y se colocó encima papel de celofán junto con una lámina de microscopio, sostenidas por una prensa en C. Posteriormente se llevaron a la incubadora a una temperatura de 37°C y 95% de humedad relativa, dejándose 3 veces el tiempo de fraguado del material (Imagen 10).

Luego, se retiraron las prensas en C, las láminas de microscopio y se lijaron los extremos de las muestras de cemento sellador. También, se midió la altura de la muestra en el molde.

Posteriormente, se colocaron las muestras en agua destilada y se introdujeron a la incubadora. Permanecieron en esas condiciones por 30 días, después de haber sido realizada la muestra. Después, se sacaron las muestras del agua y se volvió a tomar medidas con el micrómetro. El cambio dimensional no debe exceder el 1% de contracción y 0.1% de expansión. Se realizaron 3 muestras por grupo y se obtuvo el promedio de cada uno.

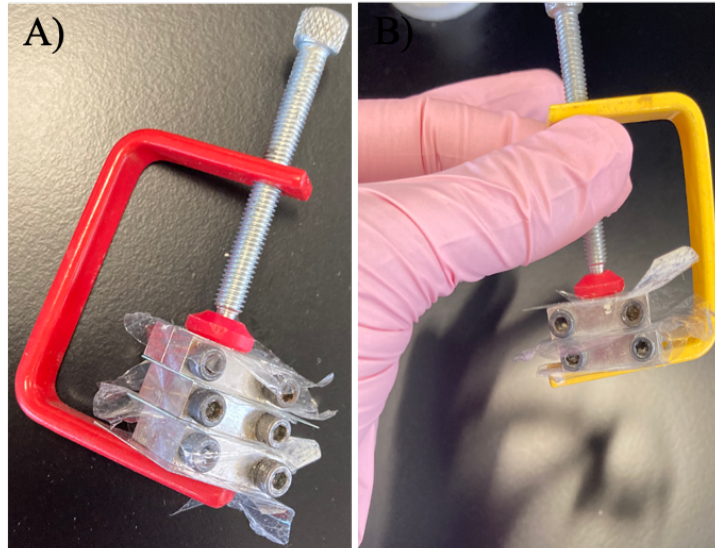


Imagen 10. Prueba de Cambio dimensional. A) y B) Muestras en la prensa en C. (Fuente propia).

Solubilidad

Se determinaron las pruebas de solubilidad, de acuerdo con el punto 7.7 de la norma ISO 6876:2001³.

Material

- 6 moldes de acrílico con un diámetro de 20 mm y una altura de 1.5 mm
- 2 losetas de vidrio
- Papel de celofán
- 3 vasos de precipitado con una capacidad de 50 mililitros
- Incubadora con una temperatura de 37°C y una humedad de 95%
- Agua destilada
- Horno capaz de calentar a 110 °C
- 3 alambres de ortodoncia
- Papel de aluminio

Procedimiento

En una loseta de vidrio, se colocó papel de celofán y encima de esta, el molde de acrílico. Después, se rellenó el molde con el cemento sellador como se mencionó anteriormente.

Posteriormente, se colocó encima papel de celofán, junto con la loseta, presionando los moldes y se colocaron las muestras en la incubadora por un tiempo 50% mayor al tiempo de fraguado.

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

En cada recipiente de vidrio (Imagen 11A), se colocaron 2 muestras por grupo, separadas por un alambre de ortodoncia. Agregando 50 mL de agua destilada, que cubrían las muestras. Luego, se cubrió el recipiente con papel de aluminio, dejando las muestras por 24 horas en la incubadora (Imagen 11B).

Después se lavaron las muestras con 3 mL de agua, en el frasco, observando si existía presencia de partículas (Imagen 11C) y se retiraron las muestras.

Posteriormente, se colocaron los recipientes sin las muestras en el horno a 110 °C, hasta que se evaporó el agua. Una vez evaporada el agua, se pesó cada recipiente, y de acuerdo con el punto 4.3.6, de la norma ISO 6876:2001³, no debe haber evidencia de desintegración y si existe no debe exceder al 3% del peso de la muestra (Imagen 11D).

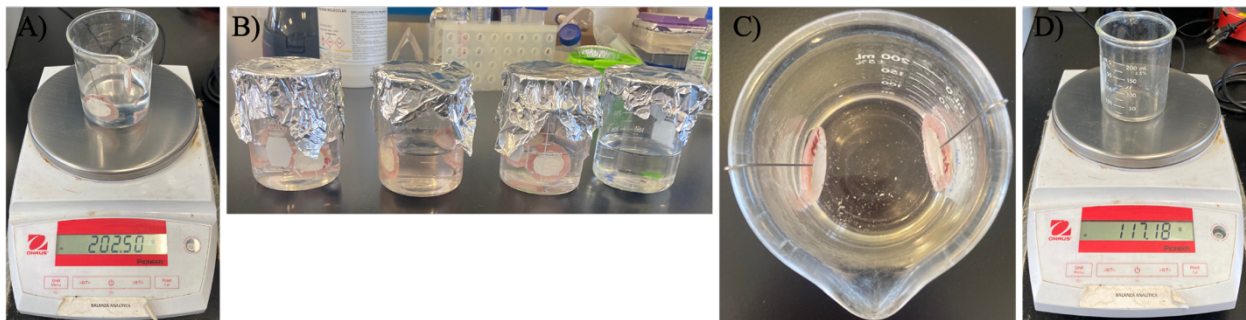


Imagen 11. Prueba de Solubilidad. A) Peso de las muestras con el agua. B) Muestras a evaluar en la prueba de Solubilidad. C) Presencia de solubilidad de las muestras, posterior a 24 horas. D) Peso del frasco junto con las partículas de cemento sellador disueltas, posterior al horno. (Fuente propia).

Radiopacidad

Se realizó de acuerdo con el punto 7.8 de la norma ISO 6876:2001³.

Material

- 9 moldes de acrílico con un diámetro de 20 mm y una altura de 1.5 mL
- Unidad de rayos X
- 3 radiografías oclusales
- Densitómetro de aluminio de 50 mm de alto, 20 mm de largo y 5 mm de ancho

Procedimiento

Se siguió el mismo protocolo de la prueba de tiempo de fraguado con las 9 muestras. Una vez que el cemento sellador fraguó, se tomaron 3 radiografías, cada una contenía la radiografía oclusal y encima las 3 muestras de cada grupo, junto con el densitómetro. Fue tomada a 70 kV a una distancia de 30 cm, con un tiempo de exposición de 0.25 segundos.

Propiedades de un cemento sellador endodóntico modificado con nanopartículas

Se comparó la densidad de la imagen de las muestras con el densitómetro, usando el programa digital "ImageJ" y el valor que se obtuvo en este programa se convirtió a su equivalente en mm de aluminio.

La radiopacidad debía ser igual o mayor a 3 mm de aluminio.



Imagen 12. Radiovisiógrafo a 70 kV y un tiempo de exposición de .25 segundos. (Fuente propia).

11.8. Citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado con células SCAP

La citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado se suspendió en medio de cultivo modificado con nanopartículas, se evaluó por medio de un ensayo de citotoxicidad por MTT en contacto con las células SCAP, simulando su uso en un tratamiento de conductos.

Se realizaron diluciones del cemento sellador, junto con sus modificaciones al 25% y 50%.

Los grupos a evaluar fueron los siguientes: el cemento sellador (G1), el cemento sellador modificado con NPs HA al 2.5% (G2) y el cemento sellador modificado con NPs de HA+ MgO al 2.5% (G3). Teniendo como grupo Control a las células de la papila apical (SCAP).

El protocolo que se siguió fue el anteriormente mencionado para ensayos de citotoxicidad por MTT, teniendo como tamaño de muestra 9 por cada grupo. Además, se visualizó cada grupo en el microscopio óptico.

11.9. Citotoxicidad del cemento sellador fraguado con células SCAP

La citotoxicidad del cemento sellador fraguado, modificado con nanopartículas, se evaluó por medio de un ensayo de citotoxicidad por MTT en contacto con las células SCAP, simulando su reacción de fraguado al paso del tiempo en un tratamiento de conductos.

Los grupos a evaluar se prepararon como se mencionó anteriormente y la viabilidad celular por ensayo de MTT, teniendo como tamaño de muestra 9 por cada grupo. Además, se visualizó cada grupo en el microscopio óptico.

11.10. Análisis Estadístico

El análisis estadístico de los resultados obtenidos en las pruebas físicas, mecánicas y biológicas correspondió a el cálculo de media, desviación estándar y porcentajes. El análisis inferencial se realizó por pruebas de Kruskal-Wallis y comparaciones Mann-Whitney (IC 95%, $p < 0.05$).

12. Resultados

12.1. Ensayo de citotoxicidad

El ensayo inicial de citotoxicidad demostró que las NPs HA, NPs HA + MgO y NPs HA + ZnO no reducían la viabilidad celular y se determinó utilizar 0%, 1.25% y 2.5% de NPs con relación al cemento sellador. Las siguientes tablas muestran los resultados.

NPs Hidroxiapatita

	1.25%	2.50%
% Promedio del 1° Ensayo de citotoxicidad	90.860	89.284
% Promedio del 2° Ensayo de citotoxicidad	96.509	85.364
% Promedio del 3° Ensayo de citotoxicidad	6 horas - 106.776	109.252
	24 horas - 97	93
	48 horas - 120.926	127.204

Tabla 1. Porcentaje del promedio de los ensayos MTT con células SCAP, en contacto con NPs de hidroxiapatita. Al 1.25% y 2.5%. (Fuente propia).

NPs HA + MgO

	1.25%	2.50%
% Promedio del 2° Ensayo de citotoxicidad	99.209	76.015
% Promedio del 3° Ensayo de citotoxicidad	6 horas - 114	101
	24 horas - 91.733	90.139
	48 horas - 106.079	94.185

Tabla 2. Porcentaje del promedio de los ensayos MTT con células SCAP, en contacto con NPs de HA + MgO. Al 1.25% y 2.5%. (Fuente propia).

NPs HA + ZnO

	1.25%	2.50%
% Promedio del 2° Ensayo de citotoxicidad	74.351	25.705

Tabla 3. Porcentaje del promedio del 2° ensayo MTT con células SCAP, en contacto con NPs de HA + ZnO. (Fuente propia).

% Promedio del 1° Ensayo de citotoxicidad

	1.25%	2.50%
ZnO	96.435	97.827
MgO	92.322	67.344

Tabla 4. Porcentaje del promedio del 1° ensayo MTT con células SCAP, en contacto con NPs de ZnO y MgO. (Fuente propia).

12.2. Caracterización del cemento sellador

Podemos observar la caracterización del cemento sellador en las siguientes micrografías tomadas por el microscopio estereoscópico de fluorescencia con un aumento de 40x y 20x, por cada grupo. (Imagen 13-15).

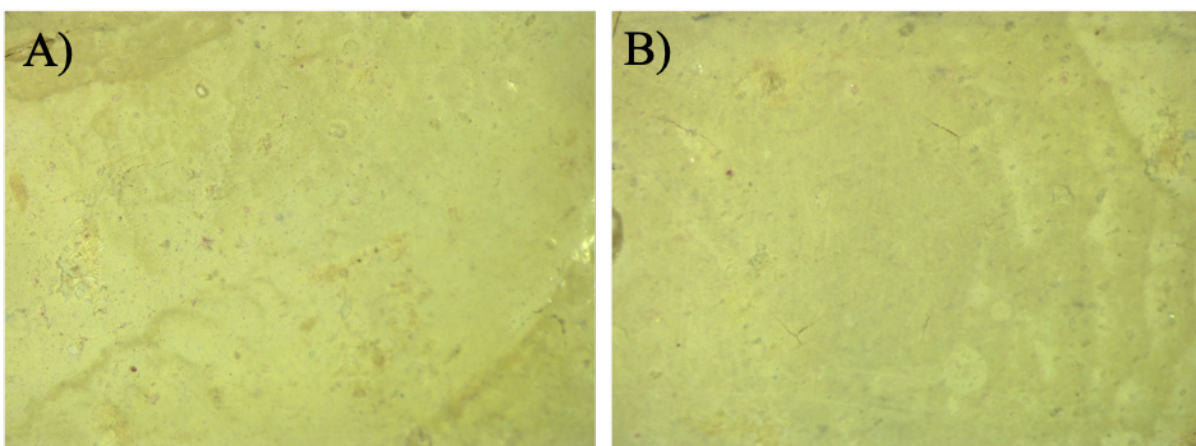


Imagen 13. Micrografía con el microscopio estereoscópico de la caracterización del (G1). A) 20x. B) 40x. (Fuente propia).

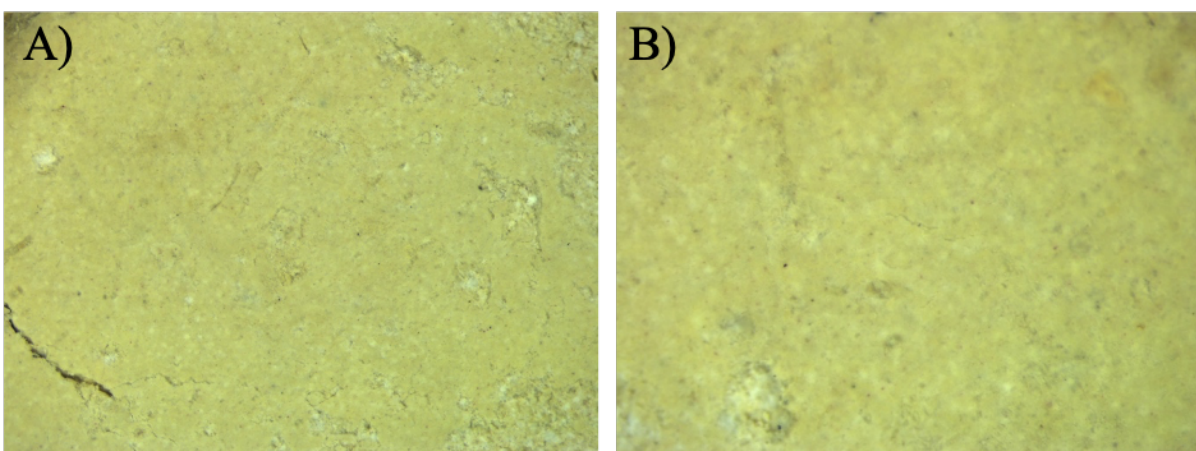


Imagen 14. Micrografía con el microscopio estereoscópico de la caracterización del (G2). A) 20x. B) 40x. (Fuente propia).

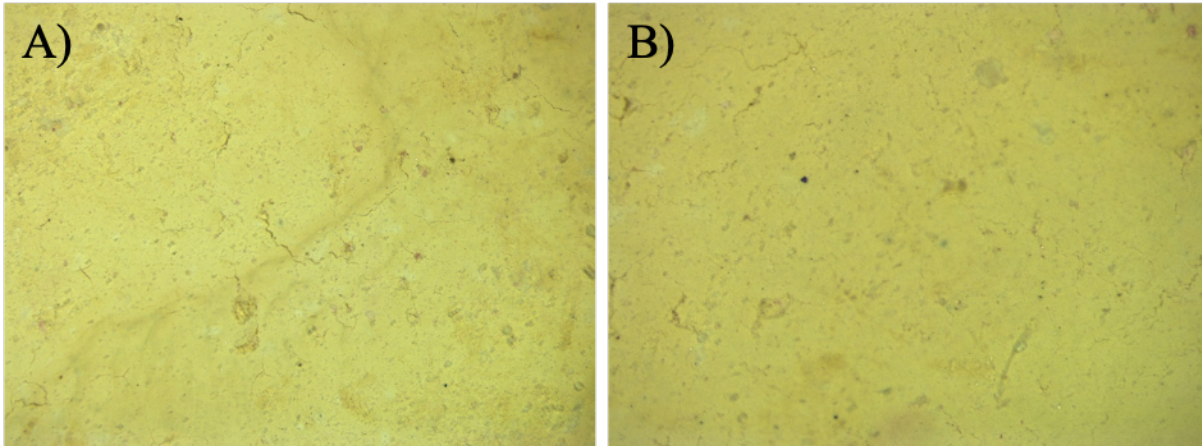
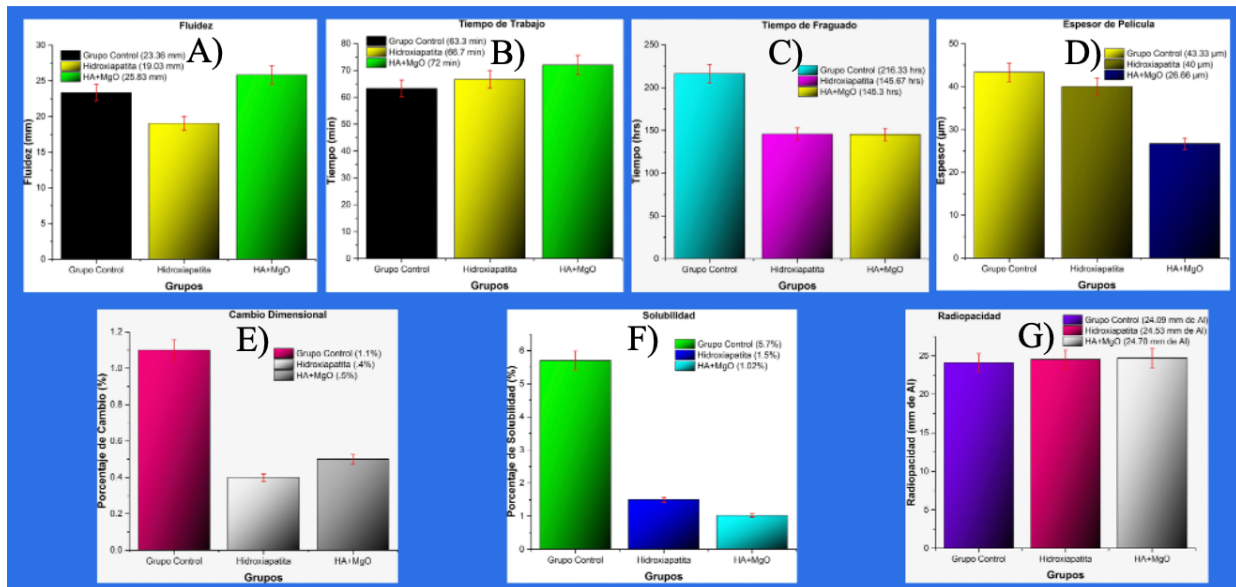


Imagen 15. Micrografía con el microscopio estereoscópico de la caracterización del (G3). A) 20x. B) 40x. (Fuente propia).

12.3. Propiedades Físicas y mecánicas del cemento sellador

Existieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre los resultados de los grupos y pruebas realizadas para evaluar las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador modificado con nanopartículas, debido a que, al modificar el cemento sellador, sus propiedades cambiaban en cada grupo evaluado. La modificación del cemento sellador con NPs de HA+ MgO al 2.5% (G3), obtuvo los mejores resultados en las pruebas físicas y mecánicas, en comparación a los otros 2 grupos de estudio evaluados. Observando los resultados en las siguientes graficas. (Gráfica 1: A-G)



Gráfica 1. Propiedades Físicas y mecánicas del cemento sellador. A) Fluidez. B) Tiempo de trabajo. C) Tiempo de Fraguado. D) Espesor de Película. E) Cambio Dimensional. F) Solubilidad. G) Radiopacidad. (Fuente propia).

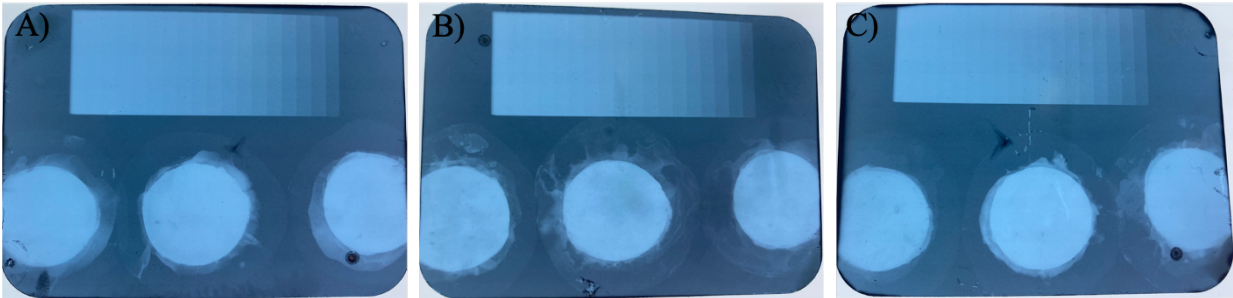
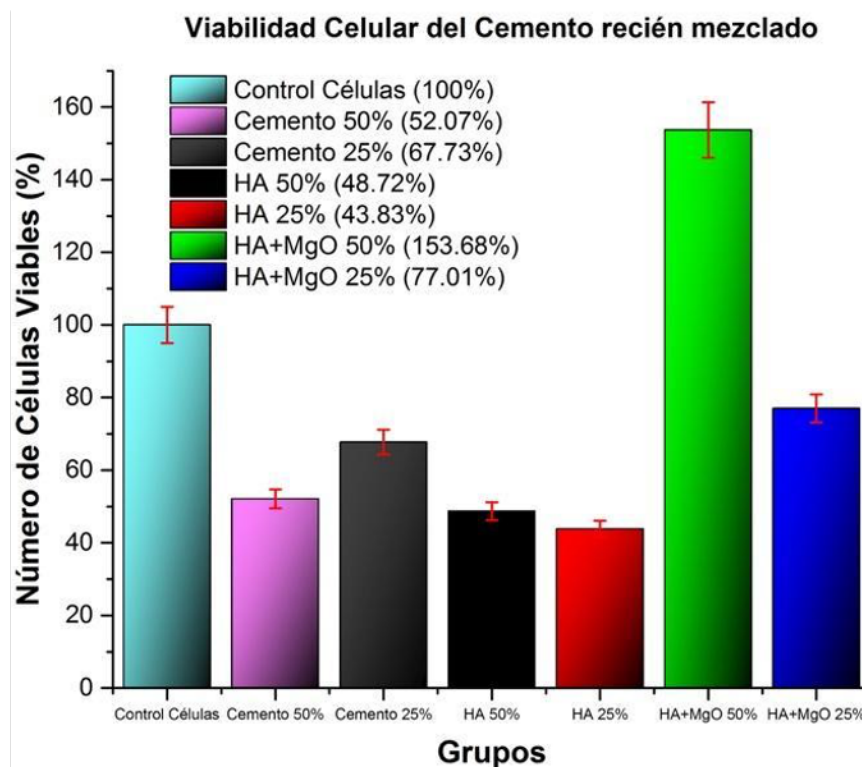


Imagen 16. Radiografías oclusales con las muestras y el densitómetro. A) G1. B) G2. C) G3. (Fuente propia).

12.4. Citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado con células SCAP

El ensayo de citotoxicidad del cemento sellador recién mezclado con células SCAP, indicó un ligero grado de citotoxicidad para el grupo 1 (G1) y en el grupo 2 (G2) presentaba una moderada citotoxicidad. Sin embargo, el grupo 3, siendo el cemento sellador modificado con NPs de HA+MgO al 2.5% (G3), fue el que mejores resultados obtuvo, no siendo citotóxico al contacto con las células SCAP. Observando los resultados en la siguiente gráfica y micrografías tomadas con el microscopio óptico. (Gráfica 2 e Imagen 17-19).



Gráfica 2. Prueba de Viabilidad Celular del cemento recién mezclado. (Fuente propia).

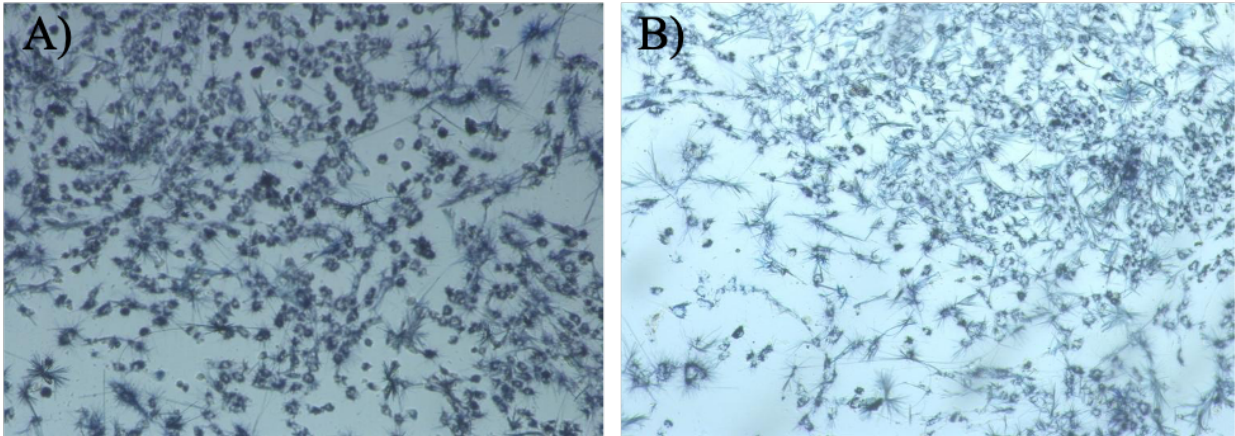


Imagen 17. Micrografías de Ensayo MTT del Cemento sellador recién mezclado en el (G1). A) Al 25%. B) Al 50%. (Fuente propia).

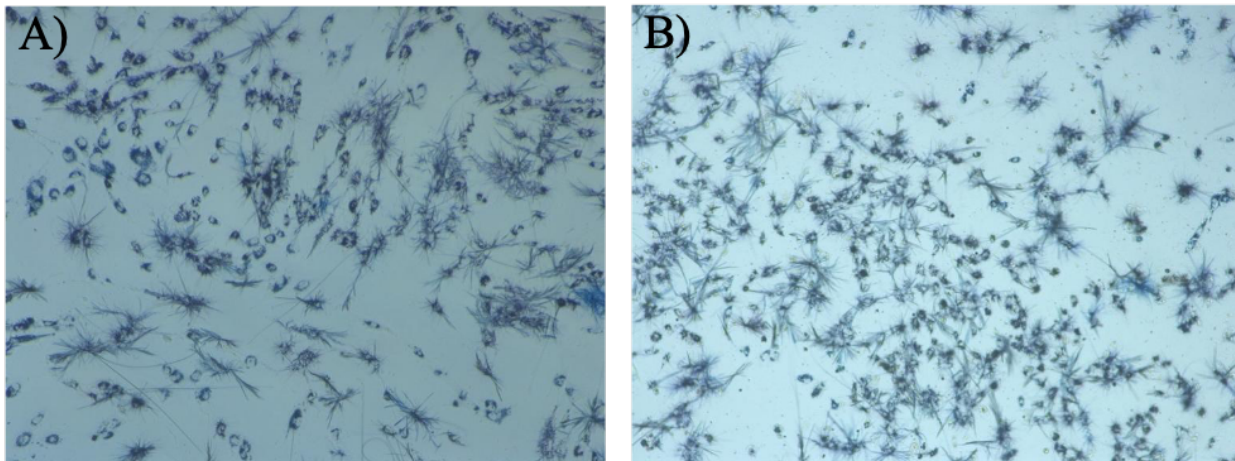


Imagen 18. Micrografía de Ensayo MTT del Cemento sellador modificado con NPs HA recién mezclado (G2). A) Al 25%. B) Al 50%. (Fuente propia).

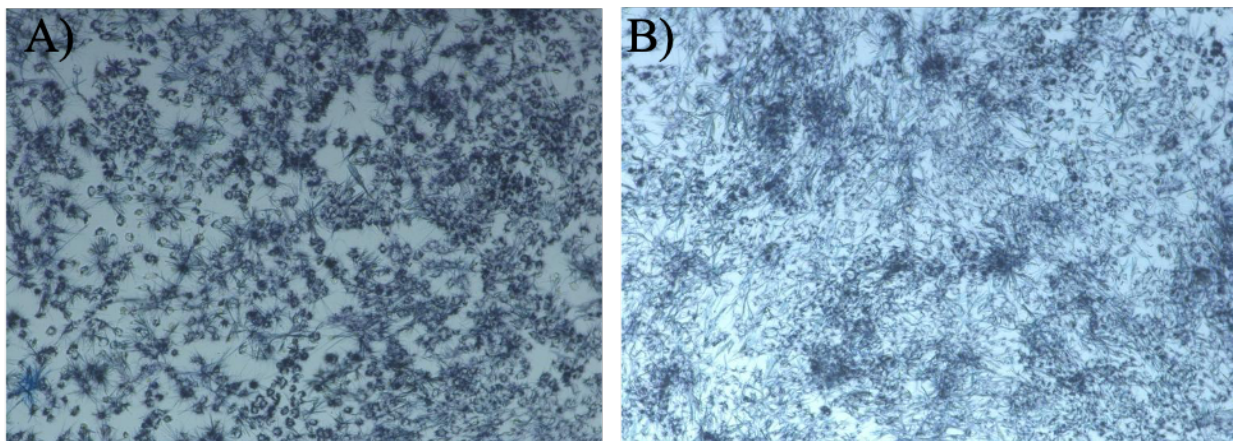
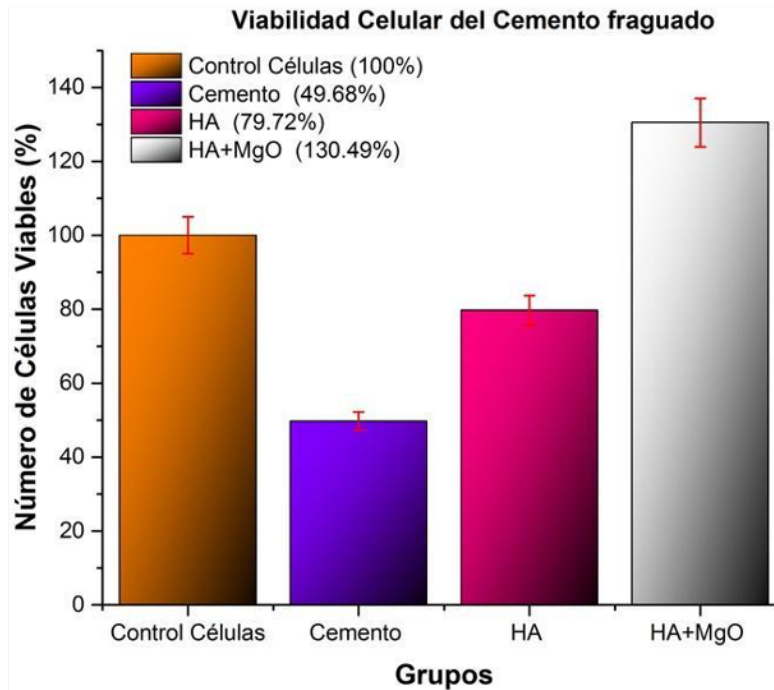


Imagen 19. Micrografías del Ensayo MTT del Cemento sellador modificado con NPs HA+ NPs MgO recién mezclado (G3). A) Al 25%. B) Al 50%. (Fuente propia).

12.5. Citotoxicidad del cemento sellador fraguado con células SCAP

El ensayo de citotoxicidad del cemento sellador fraguado con células SCAP, demostró una citotoxicidad moderada en el grupo 1 (G1); en cambio las modificaciones del cemento sellador, siendo el grupo 2 (G2) y 3 (G3), tuvieron mejores resultados, no siendo citotóxicos en contacto con las células SCAP. Observando los resultados en la siguiente gráfica y micrografías tomadas con el microscopio óptico. (Gráfica 3 e Imagen 20).



Gráfica 3. Prueba de Viabilidad Celular del cemento fraguado. (Fuente propia).

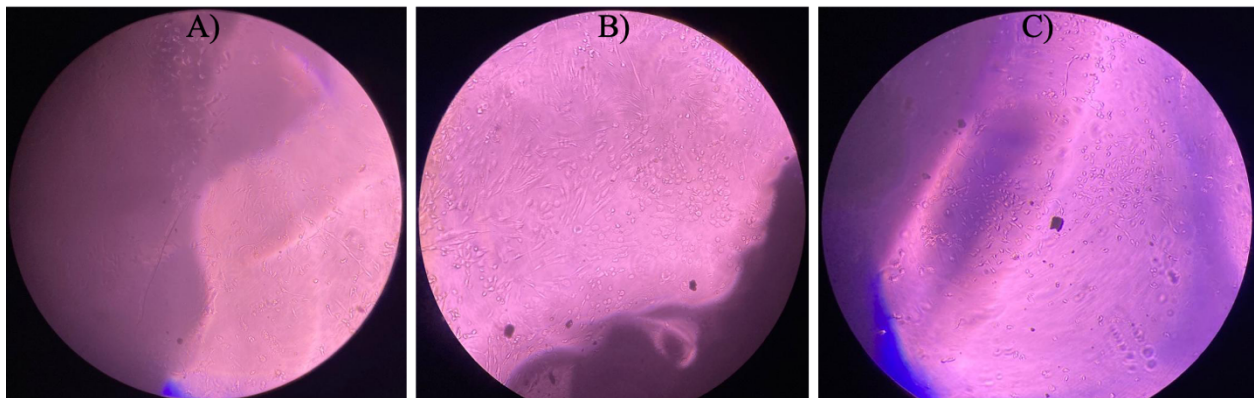


Imagen 20. Micrografías del Ensayo MTT de los Cementos selladores fraguados. A) (G1). B) (G2). C) (G3). (Fuente propia).

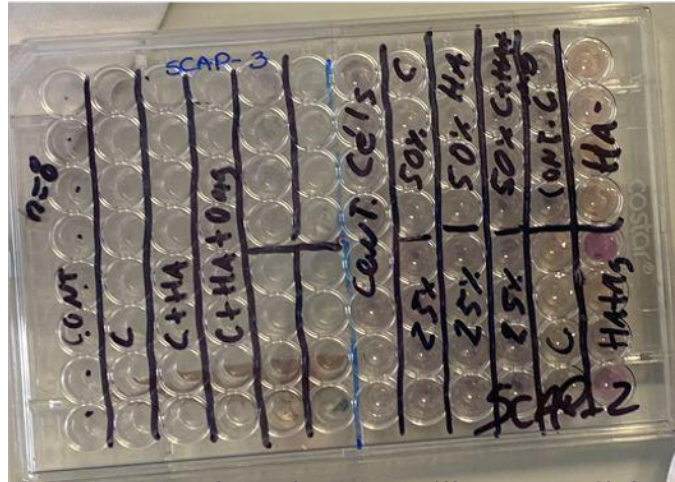


Imagen 21. Plato de 96 pocillos con células SCAP, en contacto con las muestras del cemento sellador recién mezclado. (Fuente propia).

12.6. Cemento sellador (G1)

Los resultados obtenidos en el análisis estadístico de las pruebas físicas, mecánicas y biológicas, del cemento sellador se encuentran resumidos en las gráficas 1-9. Donde se puede observar que, mediante el cálculo de media, desviación estándar y porcentajes, este grupo obtuvo adecuados resultados en las pruebas de: Fluidez (23.3 ± 7.8), Tiempo de trabajo (63.3 ± 0.5), Tiempo de fraguado (216.3 ± 1.5), Espesor de película (43.3 ± 5.7), Radiopacidad (24 ± 4.1) y Viabilidad Celular al cemento recién mezclado (52 ± 25), cumpliendo con la norma ISO 6876: 2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴.

Sin embargo, en las pruebas de Solubilidad (5.7), Cambio dimensional (1.1 ± 1.3) y Viabilidad Celular al cemento fraguado (49 ± 4.5), no cumplía con lo establecido en las normas ISO 6876: 2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴. Por lo que fue el grupo con los resultados más bajos, en comparación con los otros dos grupos evaluados.

12.7. Cemento sellador modificado con NPs HA al 2.5% (G2)

Los resultados obtenidos en el análisis estadístico de las pruebas físicas, mecánicas y biológicas, del cemento sellador modificado con NPs HA al 2.5% (G2), se encuentran en las gráficas 1-9. Observando que, por medio del cálculo de media, desviación estándar y porcentajes, el grupo 2 (G2) tuvo muy buenos resultados en las pruebas de: Tiempo de trabajo (66.7 ± 1.5), Tiempo de fraguado (145.6 ± 0.5), Espesor de película (40.6 ± 10), Solubilidad (1.5), Cambio

dimensional (0.4 ± 0.1), Radiopacidad (24.5 ± 1) y Viabilidad Celular al cemento fraguado (79 ± 28.6), cumpliendo con la norma ISO 6876: 2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴.

Además, fue el segundo grupo en tener los mejores resultados en las pruebas físicas, mecánicas y biológicas.

Aunque, en las pruebas de Fluidez (19 ± 2.7) y Viabilidad Celular al cemento recién mezclado (48 ± 22), no cumplían con lo establecido en las normas ISO 6876: 2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴.

12.8. Cemento sellador modificado con NPs HA + MgO al 2.5% (G3)

Los resultados obtenidos en el análisis estadístico de las pruebas físicas, mecánicas y biológicas, del cemento sellador modificado con NPs HA + MgO al 2.5% (G3), están en las gráficas 1-9. Pudiendo observar que mediante el cálculo de media, desviación estándar y porcentajes, el grupo 3, obtuvo resultados prometedores en las siguientes pruebas: Fluidez (25.8 ± 1.2), Tiempo de trabajo (72 ± 1), Tiempo de fraguado (145.3 ± 0.5), Espesor de película (26.6 ± 20.8), Solubilidad (1.02), Cambio dimensional (0.5 ± 0.07), Radiopacidad (24.7 ± 1.3), Viabilidad Celular al cemento recién mezclado (153 ± 19.1) y Viabilidad Celular al cemento fraguado (130 ± 10.8), cumpliendo con la norma ISO 6876: 2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴. Además de ser el grupo que obtuvo los mejores resultados, en comparación a los otros grupos evaluados.

13. Discusión

El objetivo de este estudio fue conocer las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de un cemento sellador endodóntico modificado con NPs HA y NPs MgO al 2.5%. Con este propósito, se basó el estudio de acuerdo con las normas ISO 6876:2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴. Obteniendo un mejor resultado en el grupo 3(G3), siendo el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) modificado con NPs de HA+ MgO al 2.5%, en comparación a los otros dos grupos estudiados. Teniendo como resultado en las pruebas físicas y mecánicas: Fluidez (n=3/g, >20mm, p>0.05) G3 (25.8±1.2) <G1 (23.3±7.8) <G2 (19±2.7). Tiempo de trabajo (n=3/g, >60 min, p<0.05) G3 (72±1) <G2 (66.7±1.5) <G1 (63.3±0.5). Espesor de Película (n=3/g, <50µm, p>0.05) G3 (26.6±20.8) <G2 (40.6±10) <G1 (43.3±5.7). Solubilidad (n=2/g, <3%, p<0.05) G3 (1.02) <G2 (1.5) <G1 (5.7). Radiopacidad (n=3/g, >3mm, p<0.05) G3 (24.7±1.3) <G2 (24.5±1) <G1 (24±4.1).

A excepción de las propiedades de Tiempo de fraguado (n=3/g, >24 hrs, p<0.05) G1 (216.3±1.5) <G2 (145.6±0.5) <G3 (145.3±0.5) y Cambio Dimensional (n=3/g, <1%, p<0.05) G2 (0.4±0.1) <G3 (0.5±0.07) <G1 (1.1±1.3), que otros grupos tuvieron mejores resultados.

Además, en las pruebas biológicas, el grupo 3 obtuvo mejores resultados en comparación a los otros dos grupos; en el ensayo de viabilidad celular con el cemento recién mezclado (n=4/g, >50%, p>0.05) G3 (153±19.1) <G1 (52±25) <G2 (48±22) y el cemento fraguado G3 (130±10.8) <G2 (79±28.6) <G1 (49±4.5). Indicando que el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) modificado con NPs de HA+ MgO al 2.5%, no presenta citotoxicidad en las células SCAP. Por lo que, los resultados obtenidos indican que las NPs MgO y NPs HA en una dosis al 2.5% mejora las propiedades físicas-mecánicas y biológicas de un cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia). Según Sahmani et. al⁵⁸. existen diferentes iones como el magnesio, el sodio, el carbonato, el flúor, etc. que son eficaces para el comportamiento biofísico del hueso; ya que entre mayor similitud haya a la composición química del cuerpo, mejor biocompatibilidad y bioactividad existirá.

También Sahmani et. al⁵⁸. menciona que la adición de NPs de MgO a la HA, mejora la dureza, así como el módulo elástico, tras la adición de un 5 % de nanopartículas de MgO a la HA y continúa su mejora hasta con un 15 %.

Por lo que se puede inferir que, debido a esto, la modificación del cemento sellador endodóntico con NPs HA y MgO al 2.5%, obtuvo adecuados resultados en cuanto a su biocompatibilidad y mejora en sus propiedades físicas y mecánicas.

Por otro lado, el grupo 2 (G2) siendo el cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) modificado con NPs HA al 2.5%, tuvo resultados favorables, al ser el segundo grupo con mejores resultados. Sin embargo, no cumplía con la propiedad de "fluidez" establecida en la norma ISO 6876:2001³, además, el cemento sellador recién mezclado con NPs HA al 2.5% presentaba una moderada citotoxicidad sobre las células SCAP.

Según Yang Xing, et. al⁵⁹. varios estudios han mencionado la existencia de la citotoxicidad en las NPs HA dependientes de su dosis en diversos tipos celulares.

Müller et. al⁵⁹. encontraron que las NPs HA de 30 nanómetros causaban una citotoxicidad importante en los macrófagos humanos derivados de los monocitos en concentraciones de 3.25 a 500 µg/ml.

En otro estudio, se investigó la relación de las NPs HA en distintos tamaños (50, 100 y 150 nanómetros) sobre la viabilidad celular de las células mesenquimales humanas, descubriendo que cada tamaño de las nanopartículas presentaba citotoxicidad en concentraciones mayores a 50 µg/ml⁵⁹.

Aunque Remya, N. S. et. al⁵⁹. menciona que las NPs HA sintetizadas y menores a 50 nm, no inducen citotoxicidad en las células mesenquimales de la médula ósea del ratón, en concentraciones de hasta 800 µg/ml. Demostrando que la concentración citotóxica de las NPs HA varía según el tipo de célula⁵⁹.

Debido a la evidencia de la literatura anterior, se puede decir que la modificación del cemento sellador con NPs HA al 2.5%, tuvo una moderada citotoxicidad sobre las células SCAP, ya que cada tipo celular, es biocompatible con una concentración de nanopartículas distinta.

El grupo control (G1), fue el grupo que obtuvo los resultados más bajos, y según la norma ISO 6876:2001³, no cumplía con los resultados en las propiedades de "solubilidad" y "cambio dimensional". También presentaba ligera citotoxicidad sobre las células SCAP, el cemento sellador recién mezclado y mediana citotoxicidad sobre las células SCAP, el cemento sellador fraguado.

En un estudio en el que se evaluaba el cambio dimensional de diversos cementos selladores, Sealapex obtuvo como resultado una disminución de -1.51 en su cambio dimensional en una muestra de 7.75 x 1.5 mm. Siendo el cemento sellador que presentó un mayor cambio dimensional en comparación a los otros cementos selladores evaluados ($p < 0,05$)⁶⁰.

Las propiedades fisicoquímicas de los cementos selladores, como la solubilidad y el cambio dimensional, pueden estar relacionados con su capacidad de sellado⁶⁰.

Según Ferrari Fernanda, et. al⁶⁰. La gran pérdida de volumen de Sealapex puede ser debido a su solubilidad, que está relacionada con su reacción de fraguado no homogénea, lo que ocasiona una matriz frágil.

Teixeira Ligia, et. al⁴². menciona que Sealapex posee un ligero efecto citotóxico, de acuerdo con un Ensayo de MTT a las 48 horas.

Por lo anteriormente mencionado podemos inferir que debido a la reacción de fraguado no homogénea del cemento sellador Sealapex tuvo bajos resultados en cuanto a su solubilidad y cambio dimensional. Además, de que se ha reportado un ligero efecto citotóxico en la literatura.

De acuerdo con los hallazgos in vitro previamente obtenidos en este estudio, se sugiere la modificación del cemento sellador (Sealapex, SybronEndo, Italia) con NPs de HA+ MgO al 2.5% para su potencial uso, como una alternativa adecuada en el área de endodoncia.

Dentro de las limitantes que pudimos observar en este estudio fueron, que se realizó una modificación en la prueba de "solubilidad" según la norma ISO 6876:2001³, realizando dos muestras por grupo en vez de 3 que eran las sugeridas por la norma; debido a que ya no se contaba con material para realizar las últimas muestras. Además, se observó que la norma ISO 6876:2001³, para evaluar propiedades físicas y mecánicas era muy ambigua, ya que se puede interpretar de diversas formas y el protocolo para realizar cada prueba, al no ser tan minucioso, pueden existir diversos sesgos en la investigación.

Por lo tanto, se sugieren mayores estudios con respecto a la modificación del cemento sellador con NPs de HA+ MgO al 2.5%, para en un futuro tener la posibilidad de utilizarlo como un cemento sellador en el área de endodoncia.

Basándonos en la evidencia obtenida en los resultados de la investigación, podemos aceptar la hipótesis de investigación, debido a que la modificación del cemento sellador con NPs HA y MgO si mejoró las propiedades físicas-mecánicas y no alteró la compatibilidad biológica.

14. Conclusiones

Los cementos selladores son materiales que se han utilizado durante años en odontología, debido a su fundamental aplicación en el área de endodoncia, al ayudar en el sellado tridimensional de los conductos. De acuerdo con este estudio, podemos concluir que la modificación del 2.5% de NPs HA+ MgO mejoró significativamente las propiedades físicas, mecánicas y biológicas de

acuerdo con las normas ISO 6876:2001³ e ISO 10993-5: 2009¹⁴, lo que sugiere su potencial uso en endodoncia. Sin embargo, faltan más estudios para su adecuado uso en esta área.

15. Bibliografía

- 1) Od. Gabriela Racciatti. Agentes selladores en endodoncia. 2000. (1-19).
- 2) Metzger Zvi, Basrani Bettina y Goodis Harold E. Instrumentos, Materiales y Dispositivos. En: Hargreaves Kenneth M, Cohen Stephen y Berman Louis H. Cohen Vías de la Pulpa. Décima Edición. Barcelona, España: Elsevier;2011. 223- 282.
- 3) ISO 6876:2001. Dental root canal sealing materials. Segunda Edición. 2001.
- 4) Natasha Raura, Anirudh Garg, Arpit Arora, and M. Roma. Nanoparticle technology and its implications in endodontics: a review. *Biomater Res.* 2020; 1-8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s40824-020-00198-z>
- 5) Niknam Z, Golchin A, Rezaei –Tavirani M, Ranjbarvan P, Zali H, Omid M, et. al. Osteogenic Differentiation Potential of Adipose-Derived Mesenchymal Stem Cells Cultured on Magnesium Oxide/Polycaprolactone Nanofibrous Scaffolds for Improving Bone Tissue Reconstruction. *Advanced Pharmaceutical Bulletin.* 2020 Sep 22; 12 (1), 142-154.
- 6) Shrestha Annie and Kishen Anil. Antibacterial Nanoparticles in Endodontics: A Review. *JOE.* 2016 October; 42 (10): 1417-1426.
- 7) Toledo L, Carrazana M, Fiú E. Evolución del tratamiento endodóntico y factores asociados al fracaso de la terapia. *Revista Científica Villa Clara.* 2016; 20(3), 202-208.
- 8) León-López M, Cabanillas-Balsera D, Martín-González J, Montero-Miralles P, Saúco-Márquez JJ, Segura-Egea JJ. Prevalence of root canal treatment worldwide: A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal.* 2022 Sep 8;55(11):1105–1127.
- 9) Chandrika Ramanathan Palanivelu, et. Al. An In Vitro Comparative Evaluation of Distribution of Three Different Sealers by Single-Cone Obturation Technique. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019; S438-S441.
- 10) Gatewood RS. Endodontic Materials. *Dental Clinics of North America.* 2007 Jul;51(3):695–712.
- 11) T. Johnson William y C. Kulild James. Obturación del Sistema de Conductos Radiculares limpios y conformados. En: Hargreaves Kenneth M, Cohen Stephen y Berman Louis H. Cohen Vías de la Pulpa. Décima Edición. Barcelona, España: Elsevier;2011. 349-388.

12) E. Murray P, García Godoy C, García Godoy F. How is the biocompatibility of dental biomaterials evaluated? *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2007; 12: E258-66.

13) ISO 7405:1996. Dentistry - Preclinical evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry - Test methods for dental materials. International Standards Organization; 1996.

14) ISO 10993-5: 2009. Biological Evaluation of Medical Devices- Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. Tercera Edición. 2009.

15) Cortés Gaitán AJ. Células troncales mesenquimales de la papila apical y su papel promotor en la biología radicular. *Revista Mexicana de Estomatología*. 2016;3(2). Available from: <https://www.remexesto.com/index.php/remexesto/article/view/72/119>

16) F. Fouad Ashraf y Levin M. Linda. Efectos de la caries y los tratamientos dentales sobre la pulpa. En: Hargreaves Kenneth M, Cohen Stephen y Berman Louis H. *Cohen Vías de la Pulpa*. Décima Edición. Barcelona, España: Elsevier;2011. 504- 525.

17) Seltzer S, Bender IB. Irritantes pulpares microbianos. En: Seltzer S, Bender IB. *La pulpa dental*. Primera Edición. 1970. 163-183.

18) E. Hinrichs James y Novak M. John. Clasificación de las enfermedades y condiciones que afectan el periodonto. En: Vazquez G. O, Carranza F, editor. *Periodontología clínica de Carranza*. 11. Nueva York, E.U.A: Elsevier; 2020. 60-80.

19) Alvarado Gómez VA, Ramírez Gallego VH. Identificación de pacientes con iatrogenias realizadas en otras instituciones, que ingresaron al servicio de atención prioritaria de la facultad de odontología de la universidad de Antioquía en el periodo 2009-1. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia* [Internet]. 2010 Sep 7;22(1):72–80. Available from: <http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a09.pdf>

20) Domecq Gómez Y, Freire Soler J, Querts Mendez O, Columbié Reyes JL. Consideraciones actuales sobre la iatrogenia. *MEDISAN*. 2020 Sep 17;24(5):1–19.

21) Starfield B. Is US Health Really the Best in the World? *JAMA*. 2000 Jul 26;284(4):483.

22) Seltzer S, Bender IB. Irritantes mecánicos y térmicos. En: Seltzer S, Bender IB. *La pulpa dental*. Primera Edición. 1970. 184-202.

23) Murray P. E, et. al. Restorative pulpal and repair responses. *The Journal of the American Dental Association*. 2001 Apr;132(4):482–91.

24) Jukic S, et. al. The effect of pulpotomy using CO2 and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. *International Endodontic Journal*. 2003 Oct 30;30(3):175–80.

25) Inoue H, Izumi T, Ishikawa H, Watanabe K. Short-term histomorphological effects of Er:YAG laser irradiation to rat coronal dentin-pulp complex. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004 Feb; 97(2): 246–50.

26) Dr. Lars A, et. al. Dental trauma guidelines. *International Association of Dental Traumatology*. 2012;1–11.

27) Sigurdsson Asgeir, Trope Martin y Chivian Noah. Traumatismos dentales y endodoncia. En: Hargreaves Kenneth M, Cohen Stephen y Berman Louis H. *Cohen Vías de la Pulpa*. Décima Edición. Barcelona, España: Elsevier;2011. 620- 654.

28) Cuniberti E, Guillermo Horacio Rossi. Lesiones cervicales no cariosas: la lesión dental del futuro. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2009.

29) Ruiz C. H, Herrera B. A. Lesiones dentales no cariosas en pacientes atendidos en la Clínica Estomatológica Siboney. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas [Internet]*. 2018; 37(2): 46–53. Available from: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002018000200006

30) Hernández R. B, Lazo N. R. Caracterización de lesiones cervicales no cariosas en pacientes bruxópatas. *Revista Archivo Médico de Camagüey [Internet]*. 1 Feb 2020; 25(1):24–33. Available from: <http://scielo.sld.cu/pdf/amc/v25n1/1025-0255-amc-25-01-e7729.pdf>

31) Moga RA, Cosgarea R, Buru SM, Chiorean CG. Finite element analysis of the dental pulp under orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019 Apr;155(4):543–551.

32) Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, et. al. Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dental Materials Journal*. 2020 Sep 28;39(5):1–18.

33) Moga RA, Cosgarea R, Buru SM, Chiorean CG. Finite element analysis of the dental pulp under orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019 Apr;155(4):543–551.

34) Claudio Poggio, Federico Trovati, Matteo Ceci, Marco Colombo, Giampiero Pietrocola. Antibacterial activity of different root canal sealers against *Enterococcus faecalis*. *J Clin Exp Dent*. el 1 de junio de 2017; 6 :743–748.

35) Desai S, Chandler N. Calcium Hydroxide–Based Root Canal Sealers: A Review. *Journal of Endodontics*. 2009 Apr;35(4):475–480.

- 36) Cvek M. Treatment of non-vital permanent incisors with calcium hydroxide. *Odont Revy* 1974; 25: 239.
- 37) Bystrom A, Claesson R, Sundqvist G. The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Endodontics & Dental Traumatology* [Internet]. 1985 Oct 1 [cited 2022 Apr 5];1(5):170–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3865763/>
- 38) Manhart M. The calcium hydroxide method of endodontic sealing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1982; 54:219–24.
- 39) Stock C. Calcium hydroxide: root resorption and perio-endo lesions. *Br Dent J*. 1985; 158: 325–34.
- 40) Torneck C, Moe H, Howley T. The effect of calcium hydroxide on porcine pulp fibroblasts in vitro. *J Endod* 1983; 9: 131–6.
- 41) Tronstad L, Andreason J, Hasselgren G, et al. pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *J Endod* 1981; 7: 17–21.
- 42) Ligia Teixeira, Fernanda Gonçalves Basso, et. al. Cytotoxicity Evaluation of Root Canal Sealers Using an In Vitro Experimental Model with Roots. *Braz Dent J*. Mar-Apr 2017; 2: 165–171.
- 43) Bordea Ioana, et. al. Nano-hydroxyapatite use in dentistry: a systematic review. *Drug Metab Rev*. 2020;52(2):319-332.
- 44) Bapat RA, Joshi CP, Bapat P, Chaubal TV, Pandurangappa R, Jnanendrapa N, et. al. The use of nanoparticles as biomaterials in dentistry. *Drug Discovery Today*. 2019 Jan;24(1):85–98.
- 45) Mazaheri N, naghsh nooshin, Karimi A, Salavati H. In vivo Toxicity Investigation of Magnesium Oxide Nanoparticles in Rat for Environmental and Biomedical Applications. *Iranian Journal of Biotechnology*. 2019 Feb 1;17(1):1–9.
- 46) Yudaev P, Chuev V, Klyukin B, Kuskov A, Mezhuev Y, Chistyakov E. Polymeric Dental Nanomaterials: Antimicrobial Action. *Polymers*. 2022 Feb 22;14(5): 1-24.
- 47) Liu X, He X, Jin D, Wu S, Wang H, Yin M, et. al. A biodegradable multifunctional nanofibrous membrane for periodontal tissue regeneration. *Acta Biomaterialia*. 2020 May; 108: 207–222.
- 48) Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Physical Properties of 5 Root Canal Sealers. *Journal of Endodontics* [Internet]. 2013 Oct [cited 2023 Mar 19];39(10):1281–6.

Available from:
<https://lcmd.coe.pku.edu.cn/PDF/JOE%202013%20Physical%20Properties%20of%205%20Root%20Canal%20Sealers.pdf>

49) Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE. Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dental Materials*. 2001 Nov;17(6):512–9.

50) Carvalho NK, Barbosa AFA, Coelho B de P, Gonçalves L de S, Sassone LM, Silva EJNL. Antibacterial, biological, and physicochemical properties of root canal sealers containing chlorhexidine-hexametaphosphate nanoparticles. *Dental Materials*. 2021 May;37(5):863–874.

51) Fluidez - Definición - WordReference.com [Internet]. 2023. Available from:
<https://www.wordreference.com/definicion/fluidez>

52) Cambios Dimensionales. Arpa [Internet]. Disponible en:
<https://www.arpaindustriale.com/es/glossary/cambios-dimensionales>

53) Solubilidad. Definiciones de Oxford Languages [Internet]. 2023.

54) MA Lei, M Rivelli, et. al. Radiopacidad de Materiales Utilizados Como Sustituto Dentinario. *Revista Facultad Odontología, Univerisad Buenos Aires*. 2020; 35 (81): 51-56.

55) Derechos Reservados. Dosis. Real Academia Española. 2022. Disponible en:
<https://dle.rae.es/dosis>

56) Derechos Reservados. Magnesium Oxide. Darmstadt, Alemania Merck KGaA, 2023. Disponible en: <https://www.sigmaaldrich.com/MX/es/product/aldrich/549649>

57) Derechos Reservados. Hydroxyapatite. Darmstadt, Alemania Merck KGaA, 2023. Disponible en: <https://www.sigmaaldrich.com/MX/es/product/aldrich/677418>

58) Sahmani S, Saber-Samandari S, Khandan A, Aghdam MM. Influence of MgO nanoparticles on the mechanical properties of coated hydroxyapatite nanocomposite scaffolds produced via space holder technique: Fabrication, characterization and simulation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019 Mar 22;95(2019):76–88.

59) Yang X, Li Y. Nanoparticles and their effects on differentiation of mesenchymal stem cells. *Biomaterials Translational*. 1:58–68.

60) Torres F.F.E, Guerreiro-Tanomaru JM, Pinto J.C, Tanomaru-Filho M. Effect of Different Dimensions of Test Samples on the Volumetric Change Assessment of Endodontic Materials. *Brazilian Dental Journal*. 2021 Feb; 32(1):42–47.

16. Anexo

Se presentó el cartel en la Conferencia Internacional de BioNano Materiales el 19 de Octubre del 2022.