



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE UN
NANOCOMPOSITE A BASE DE PMMA/MgO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

VIRIDIANA LARA OJEDA.

TUTOR: Dr. ALEJANDRO LUIS VEGA JIMÉNEZ.

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA.



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

Dedicatoria

A mis padres, gracias por todo su apoyo a pesar de la distancia. Sin ustedes no lo hubiera hecho posible, esto es por y para ustedes.

A mis hermanos, gracias por estar siempre conmigo y apoyarme cuando lo necesito.

Agradecimientos

A mi tutor el Dr. Alejandro Luis Vega Jiménez y a mi asesor el Mtro. Jorge Guerrero Ibarra, por su apoyo para la realización de este trabajo.

Al fondo otorgado del proyecto DGAPA – PAPIIT – UNAM: IA104823

Índice

I.	Resumen.....	5
II.	Introducción	6
III.	Marco teórico y antecedentes.....	8
	3.1 Polimetilmetacrilato en odontología	8
	3.1.1 Ventajas	9
	3.1.2 Desventajas.....	9
	3.1.3 Polimerización	10
	3.2 Nanotecnología	11
	3.2.1 Definición de nanotecnología	11
	3.2.2 Nanopartículas de Óxido de Magnesio (MgO)	12
	3.3 Propiedades de biomateriales para prótesis totales (Norma ADA No. 12).....	13
	3.3.1 Prueba de flexión	16
IV.	Hipótesis.....	19
V.	Objetivos	20
	5.1 Objetivo general	20
	5.2 Objetivos específicos.....	20
VI.	Materiales y métodos.....	21
	6.1 Síntesis y caracterización del nano-PMMA/MgO .	21
	6.2 Preparación de muestras de prueba.....	24
	6.3 Ensayos de resistencia y módulo de flexión.....	30
VII.	Análisis estadístico.....	34
VIII.	Resultados y discusión	35
	8.1 Síntesis y caracterización del nano-PMMA/MgO .	35

8.2	Ensayos de resistencia a la flexión y módulo elástico	36
IX.	Conclusiones y perspectivas.....	41
X.	Referencias bibliográficas.....	42

I. Resumen

Las resinas acrílicas son el principal material utilizado para la elaboración de diferentes aparatos de prótesis, por tal motivo se necesita que sus propiedades sean mejores, para que como resultado obtengamos aparatos protésicos de mayor calidad. El polimetilmetacrilato (PMMA) es la opción más común utilizada para la elaboración de bases para dentaduras.

En la actualidad el uso de nanopartículas (NPs) en odontología es común, para mejorar las propiedades de los materiales odontológicos ya existentes. Diferentes investigaciones han comprobado su eficacia.

En el siguiente trabajo se realizaron pruebas *in vitro* de prueba flexión. Se obtuvieron 20 muestras las cuales se dividieron en dos grupos: 10 muestras de polimetilmetacrilato (PMMA. Grupo control) y 10 muestras de nano-PMMA/MgO. Las muestras se montaron en una maquina universal de ensayos (INSTRON) apropiadamente calibrada. Las pruebas a la flexión fueron hechas de acuerdo con lo que estipula la Norma 12 de La American Dental Association (ADA).

En las pruebas realizadas, se encontró que tuvo mayor resistencia a la flexión las muestras de polimetilmetacrilato (PMMA. Grupo control), y en el módulo de flexión el nano-PMMA/MgO obtuvo valores mayores.

II. Introducción

En la búsqueda constante por desarrollar biomateriales con propiedades mejoradas, la odontología a través de la nanotecnología ha experimentado notables avances en la creación de compuestos innovadores. Dentro de este contexto, el presente trabajo tiene el objetivo de evaluar la resistencia a la flexión de un composite basado en polimetilmetacrilato (PMMA) enriquecido con nanopartículas de óxido de magnesio (NPs - MgO). Esta investigación explora la sinergia entre las propiedades inherentes del PMMA y los efectos que las nanopartículas de MgO pueden conferir al material compuesto.

El PMMA, es conocido por su versatilidad y aplicaciones extensas en la industria, presenta propiedades mecánicas y ópticas notables. Sin embargo, la incorporación de NPs de MgO plantea la posibilidad de evaluar varias de sus propiedades, abriendo nuevas perspectivas en términos de resistencia, durabilidad y efectos antibacterianos. La evaluación de la resistencia a la flexión es un indicador importante para comprender la viabilidad práctica de este composite dentro del área dental para el desarrollo de prótesis totales.

A lo largo de este documento, se abordarán los fundamentos teóricos y conceptuales que respaldan la elección de este composite en particular, así como las pruebas empleadas para llevar a cabo la evaluación de la resistencia a la flexión. Además, se explorarán los resultados obtenidos, analizando las implicaciones prácticas y teóricas de las observaciones realizadas. Este estudio contribuirá a la aplicación de nanopartículas de MgO como agentes de mejora dentro del área biomateriales dentales.

En el presente trabajo se realizó una revisión bibliográfica sobre nanopartículas de óxido de magnesio y polimetilmetacrilato. Los criterios de inclusión en la búsqueda fueron artículos de 5 a 10 años de antigüedad,

desde su fecha de publicación hasta la actualidad, relacionados con estudios sobre los NPs - MgO incorporados en acrílicos dentales. Se excluyen el resto de los artículos de NPs de MgO que no estuvieran relacionados con PMMA o que estuvieran involucrados otros compuestos.

Esta revisión se realizó a través de los buscadores de información y plataformas: Google, ScieELO, MEDLINE, Pudmed y Bidi Unam. Los descriptores empleados fueron (palabras clave) “Resinas acrílicas”, “PMMA/MgO”, “ADA12 PMMA” la combinación entre ellos y sus equivalentes en español. Predominó el idioma inglés en los artículos revisados; y se analizaron en español.

El resultado de la búsqueda arrojó un aproximado de 120 artículos que fueron filtrados por el autor con el propósito de conservar sólo los que trataron las temáticas específicas incluidas en los criterios de investigación.

III. Marco teórico y antecedentes

3.1 Polimetilmetacrilato en odontología

Desde 1940 aparecieron las resinas acrílicas, el uso de estas, revoluciono la odontología. Las resinas acrílicas son un grupo de polímeros que tiene gran aplicación en odontología, en ellas comprenden un conjunto de resinas sintéticas que poseen una estabilidad química y dimensional adecuada. El polimetilmetacrilato (PMMA) es el polímero más conocido de la familia de los metacrilatos y la opción más común empleada en el ámbito de la Odontología. ^{1,2}

Usos:

- Base de dentaduras totales y parciales
- Prótesis removibles
- Cubetas individuales
- Placas de ortodoncia y cirugía
- Frentes estéticos en prótesis fija
- Protecciones temporales
- Férulas oclusales
- Restauraciones provisionales
- Entre otros

El polimetilmetacrilato (PMMA) es un polímero que carece de color y es transparente. Tiene varias ventajas que lo convierten en el polímero más utilizado como material de base para dentaduras postizas, así como también algunas desventajas para este uso (Imagen 1). ^{3, 4}



Imagen 1. Prótesis dental.

Fuente: <https://images.app.goo.gl/YH2vdVcTghSFVmscA>

3.1.1 Ventajas

- Biocompatibilidad
- Facilidad de procesamiento
- Bajo costo
- Peso ligero
- Estabilidad en la cavidad bucal
- Propiedades estéticas
- Resistencia a la flexión de 90 MPa

3.1.2 Desventajas

- Decoloración debido a la liberación de monómeros residuales que promueven la absorción de agua.
- Porosidad generada por el consumo regular de bebidas como café, té, alcohol, etc.
- El polimetilmetacrilato (PMMA) es un material radiolúcido por tanto es difícil detectarlo en radiografías.
- Carece de propiedades antimicrobianas.

3.1.3 Polimerización

El metacrilato de metilo es el monómero (líquido) a partir del cual se realiza la polimerización. Este puede polimerizar solo (con una concentración del 21%), pero para efectos de la manipulación y la elaboración de aparatos se mezcla con la resina ya polimerizada, es decir, con polimetilmetacrilato en polvo, hasta obtener una masa plástica fácilmente trabajable. La polimerización se efectúa gracias a la activación del iniciador, peróxido de benzoilo, el cual previamente ha sido activado, ya sea por calor o por medio de un activador químico, también es posible inducir la polimerización del metil-metacrilato mediante la luz ultravioleta o la del espectro visible (luz).¹

La polimerización del polimetilmetacrilato (PMMA) tiene inicio con la generación de radicales libres (Imagen 2), ya sea por procesos químicos o mediante el aporte de energía, como calor, luz o microondas. En el transcurso de la propagación, la polimerización avanza a medida que los monómeros se unen, culminando finalmente con la conclusión del proceso mediante la transferencia de electrones libres en el extremo de la cadena.⁴

5

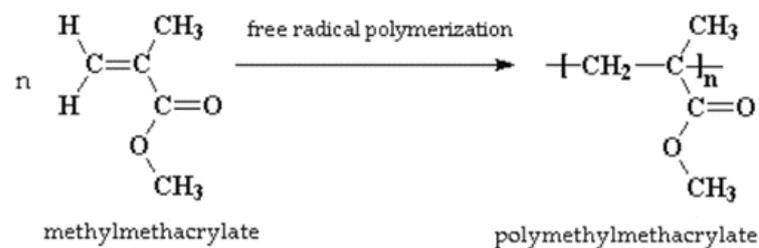


Imagen 2. Polimerización por radicales libres del metacrilato. ⁴

3.2 Nanotecnología

El inicio significativo de la era de la nanotecnología tuvo lugar en la década de los 80, impulsado por el avance en la tecnología de microscopios de sonda de barrido, los cuales permiten la captura de imágenes a niveles atómicos. En la última década, se ha producido una significativa transformación en las técnicas de análisis convencionales debido a la introducción de instrumentación analítica miniaturizado. ⁶

Los expertos anticipan que la nanotecnología transformará la producción en todos los ámbitos industriales y, con el tiempo, tendrá un efecto en la fabricación de prácticamente todos los artículos creados por seres humanos. ⁶

3.2.1 Definición de nanotecnología

La nanotecnología se podría definir el ámbito científico dedicado a la manipulación de la materia con al menos una dimensión de entre 1 a 100 nanómetros. Un nanómetro (nm) es una unidad de longitud que equivale a una milmillonésima parte de un metro y se utiliza a menudo para expresar dimensiones a escala atómica (Imagen 3). ^{6,7,8}

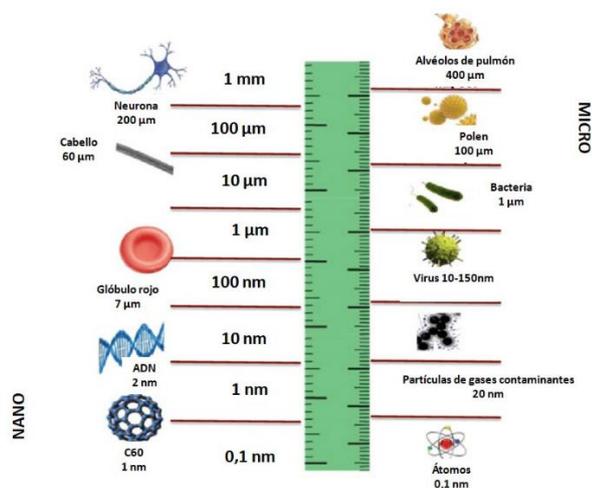


Imagen 3. Escala nanométrica.

Fuente: <https://comprarmicroscopios.com/blog/nanometro/>

3.2.2 Nanopartículas de Óxido de Magnesio (MgO)

En todos los campos de la odontología se ha inmerso la nanotecnología, destacando su aplicación principal en la creación de materiales de restauración para mejorar sus propiedades y añadir características deseadas, como propiedades antibacterianas. Este posible efecto es especialmente relevante en materiales destinados a aplicaciones clínicas que conllevan un riesgo elevado de desarrollo y crecimiento bacteriano, como es el caso de las bases para dentaduras.⁹

Las nanopartículas de óxido de magnesio (MgO) se utilizan ampliamente en diferentes campos por sus características y propiedades que posee, es un material biocompatible. Las nanopartículas de MgO pueden sintetizarse de una manera sencilla y libre de solventes como es el que fue empleado en este trabajo; no tóxicas y además de ser conocidas por poseer propiedades antibactericidas y antimicrobianas.¹⁰

Las propiedades singulares de las nanopartículas de óxido de magnesio (MgO), como su capacidad de biodegradación, su inocuidad, su capacidad para inhibir el crecimiento de biopelículas y su eficacia en la degradación de tintes nocivos como el violeta de metilo, las convierten en un candidato prometedor para abordar diversas problemáticas.¹⁰

La introducción de las nanopartículas de óxido de magnesio (MgO) en odontología es de recién exploración y las referencias que existen se han enfocado en agregarlas a diferentes materiales con el fin de mejorar sus propiedades. Recientes estudios indican que las nanopartículas de MgO junto con el cemento de ionómero de vidrio se podrían utilizar como agente antibacteriano y para inhibir el crecimiento y la eliminación de microorganismos. Las nanopartículas de MgO presentan una actividad antibacteriana sobre un amplio rango de bacterias Gram+ y Gram-.^{11,12,13}

El efecto antibacteriano puede matar a las bacterias o impedir que crezcan, los agentes inorgánicos con propiedades antibacterianas, como los metales y los óxidos metálicos, presentan ventajas en relación con los compuestos orgánicos debido a su estabilidad y seguridad biológica. En este sentido las nanopartículas a base de óxidos han sido estudiadas por su efecto antibacteriano, tales como las de dióxido de titanio, plata y óxido de zinc, que han sido las más utilizadas. ^{14,15}

Las nanoestructuras los óxidos metálicos en general, se caracterizan por dimensiones de unos pocos nanómetros y una amplia superficie específica. Las nanopartículas de óxidos metálicos han surgido como una opción para combatir bacterias que muestran resistencia a los antibióticos. En particular, se ha señalado que las nanopartículas de óxido de titanio (TiO₂), óxido de zinc (ZnO), óxido cúprico (CuO), la magnetita (Fe₃O₄) y el óxido de magnesio (MgO) exhiben propiedades antimicrobianas significativas, las cuales están estrechamente vinculadas a su composición química, forma y tamaño. ¹⁶

3.3 Propiedades de biomateriales para prótesis totales (Norma ADA No. 12)

Es fundamental destacar que los materiales utilizados en odontología están expuestos a tensiones complejas durante la masticación en la cavidad bucal. Por lo tanto, es esencial contar con propiedades mecánicas sólidas. En especial, se requiere una resistencia a la flexión elevada para resistir las fuerzas de masticación sin sufrir deformación o fracturas permanentes. ⁴

El trabajo de La American Dental Association (ADA) se divide en una serie de categorías entre las que incluye la medición de las propiedades físicas y químicas clínicamente significativas de los materiales dentales y el desarrollo de nuevos materiales, instrumental y modelos de pruebas. Las

normas identifican los requisitos que deben cumplir las propiedades físicas y químicas de un material para certificar que su utilización sea satisfactoria cuando se utilice de manera adecuada por el técnico del laboratorio dental o el dentista. ^{17, 18}

La resistencia a la compresión, tensión y flexión se vincula con la estructura del material, específicamente en cuanto al tamaño de las partículas de relleno, la proporción de carga inorgánica y la composición de la matriz orgánica. ¹⁹

La Norma 12 de la ADA especifica las pruebas para los polímeros para bases de dentaduras.

- Porosidad

La presencia de porosidad puede surgir a raíz de una mezcla inadecuada entre el polvo y el líquido. En caso de que esto ocurra, determinadas áreas de la masa de resina pueden contener una cantidad desigual de monómero. Durante el proceso de polimerización, estas áreas experimentan una contracción más pronunciada en comparación con las regiones adyacentes, lo que propicia la formación de cavidades. La porosidad en la resina acrílica utilizada en bases de dentaduras, junto con su propensión a la absorción de agua, plantea un riesgo potencial de contaminación microbiana en la cavidad oral, particularmente por hongos, lo cual podría desencadenar estomatitis protética, al igual que puede comprometer las características físicas, estéticas e higiénicas. Se favorecen los materiales que eliminen completamente esta posibilidad, y por ello, la Norma 12 de la ADA establece que las muestras de resina acrílica sometidas a esta evaluación no deben mostrar burbujas ni poros al ser examinadas sin aumentos. ^{17,}

20

- Solubilidad

A pesar de que las resinas utilizadas en las bases de prótesis son solubles en varios disolventes, se sostiene que son resistentes a la disolución en los fluidos típicos presentes en la cavidad bucal. La norma 12 de la ADA establece un protocolo de evaluación para medir la solubilidad de la resina. Este procedimiento se lleva a cabo como una extensión de la prueba de absorción de agua.¹⁷

- Sorción

El polimetilmetacrilato (PMMA) experimenta una absorción gradual de agua durante un periodo determinado. Este fenómeno se atribuye a las características polares de las moléculas presentes en la resina. Se calcula que la resina se expande de forma proporcional, aumentando linealmente en un 0.23% por cada aumento del 1% en peso debido a la absorción de agua. Según la Norma 12 de la ADA, el incremento de peso de la resina durante la prueba de absorción de agua no debe exceder los 0.8 mg/cm². No se observa una distinción evidente en este aspecto entre las resinas de termopolimerización y las de autopolimerización.¹⁷

- Traslucidez

La base de una prótesis dental debería presentar una apariencia natural. Esto implica que el polímero elegido debe permitir una pigmentación sencilla y ser transparente o translúcido. Además, es crucial que la apariencia no se vea afectada con el tiempo debido a la pérdida de sustancia ni a la contaminación de la superficie.¹⁷

- Resistencia a la flexión

La capacidad de una resina para base de prótesis para resistir la flexión se ve afectada por diversos factores, incluyendo la composición de la resina y la técnica utilizada en su procesamiento. La resistencia a la flexión constituye esencialmente una evaluación de la resistencia de una viga sujeta en sus extremos ante una carga estática. Esta prueba implica la medición colectiva de diversos tipos de tensiones que actúan simultáneamente. Al aplicar la carga, la muestra se curva, generando una deformación que se manifiesta a través de la reducción de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tracción). Es plausible asumir que las tensiones principales en la superficie superior son compresivas, mientras que en la superficie inferior son de tracción. ^{17, 20}

3.3.1 Prueba de flexión

Los ensayos de flexión evalúan cómo se comportan los materiales cuando se someten a una carga simple. Suele realizarse en materiales que tienden a ser flexibles, como polímeros, madera y composites. Los datos de los ensayos de flexión pueden ser particularmente útiles cuando un material se va a utilizar como estructura de soporte. Los polímeros se prueban normalmente con un ensayo de flexión a 3 puntos (Imagen 4). La deflexión de la muestra suele medirse por la posición de la cruceta, y los resultados del ensayo incluyen la resistencia a la flexión y el módulo elástico. ^{17, 19}

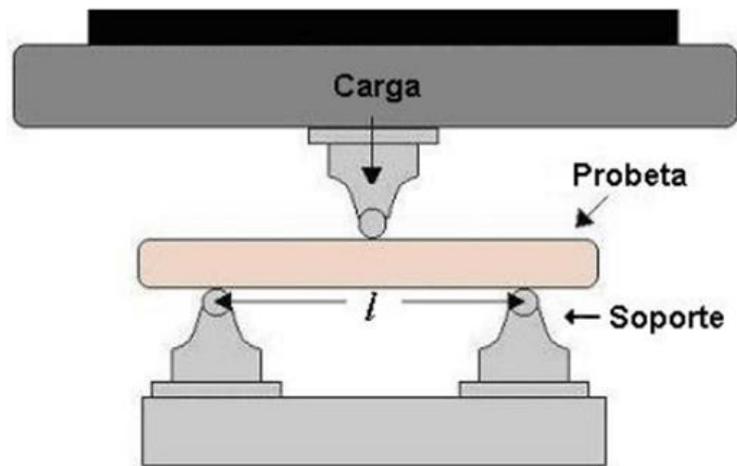


Imagen 4. Ensayo de flexión a 3 puntos.
Fuente: <https://images.app.goo.gl/YcHS1YtzdPv2udoy9>

La resistencia a la flexión es la capacidad de un material para resistir fuerzas aplicadas en dirección perpendicular a su eje longitudinal. Esta característica busca identificar las propiedades mecánicas de los materiales en relación con los esfuerzos y deformaciones en los puntos críticos de ruptura, así como los módulos elásticos en flexión (Imagen 5).

21,22

El esfuerzo es la fuerza por unidad de superficie ejercida sobre un cuerpo. En otras palabras, se trata de la proporción entre la fuerza aplicada y la superficie sobre la cual se aplica. ²²

La fuerza es una carga aplicada vectorialmente, con dirección y sentido, que busca inducir un cambio en la dirección de un cuerpo o alterar su estructura interna, es decir, pretende ocasionar una deformación. ²¹

La deformación se define como cualquier alteración en la posición o en las relaciones geométricas internas experimentadas por un cuerpo como resultado de la aplicación de un campo de esfuerzos, En consecuencia, se manifiesta a través de cambios en la forma, la posición o el volumen. ²²

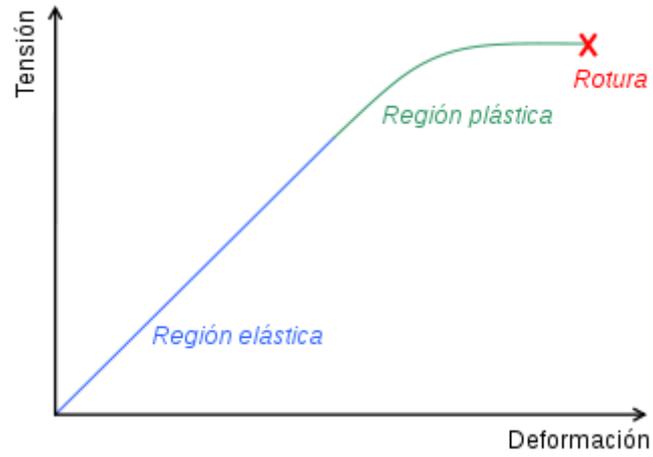


Imagen 5. Relación esfuerzo deformación.

Fuente: <https://acortar.link/4Du5Jy>

El módulo elástico corresponde a la parte lineal ubicada en la parte de la zona elástica. Se calcula mediante la tendencia de los valores obtenidos en el ensayo por medio de las regresiones lineales. ²¹

IV. Hipótesis

El nanocomposito a base de PMMA/MgO cumplirá con los valores de resistencia y módulo de flexión de acuerdo con la Norma ADA No. 12 comparándose con el polimetilmetacrilato sin nanopartículas de MgO.

V. Objetivos

5.1 Objetivo general

Obtener los valores de resistencia y módulo de flexión de un nanocomposito a base de PMMA/MgO y hacer la comparación con los valores de resistencia a la flexión y módulo elástico del PMMA sin nanopartículas de MgO.

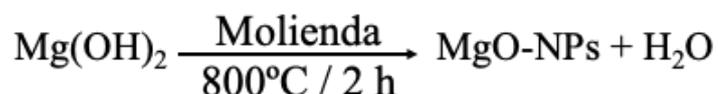
5.2 Objetivos específicos

- Sintetizar y caracterizar por Difracción de Rayos X (XRD) el nano-PMMA/MgO.
- Valorar la resistencia a la flexión y módulo de flexión del nano-PMMA/MgO.

VI. Materiales y métodos

6.1 Síntesis y caracterización del nano-PMMA/MgO

La síntesis de las nanopartículas de MgO se llevó a cabo por el proceso de mecano-síntesis, es decir, se refiere a reacciones químicas que incluyen reactivos en distintos estados de agregación, aunque su uso frecuente se relaciona con reacciones entre sólidos, en estos casos la energía requerida para la reacción implica un tratamiento mecánico. La aplicación de fuerza mecánica sobre los reactivos posibilita la realización efectiva de una reacción química, dando lugar a la creación de nuevos compuestos con dimensiones a escala nanométrica.¹⁶ La síntesis se inició moliendo hidróxido de calcio Mg(OH)₂, después se llevó a cabo un tratamiento térmico en un horno y el producto obtenido se lava con agua desionizada y posteriormente con acetona. La reacción química para la obtención de las MgO-NPs es la siguiente:



Método:

Síntesis de nanopartículas de MgO.

1. Se colocó el Mg (OH)₂ en el mortero de ágata. Y se molió con ayuda del pistilo por 10 minutos (Imagen 6).



Imagen 6. $Mg(OH)_2$ en el mortero de ágata.

2. Después de moler por 10 minutos, se depositó el polvo en un crisol, con ayuda de una espátula de cementos de acero inoxidable se recuperaron los excedentes (Imagen 7).



Imagen 7. Crisol.

Fuente: <https://images.app.goo.gl/urTEByLpkcTWyaM66>

3. Se colocaron los crisoles en el horno de laboratorio y se sometieron a una temperatura de $800^{\circ}C$ por dos horas (Imagen 8).



Imagen 8. Horno de laboratorio.

Fuente: <https://images.app.goo.gl/fxqGTJ29Js7d7bdbA>

- Se recuperó el polvo de los crisoles con ayuda de una espátula de cementos de acero inoxidable y se colocaron en dos tubos de ensayo (Imagen 9).



Imagen 9. Polvo recuperado en tubos de ensayo.

- Se iniciaron los lavados, colocando el agua desionizada en los tubos de ensayo (Imagen 10).



Imagen 10. Lavado en tubos de ensayo.

- Se centrifugaron a 3000 rpm por 10 minutos en una centrifugadora marca BOECO y se dejaron secar las muestras durante 24 h (Imagen 11).



Imagen 11. Centrifugadora marca BOSCO.

6.2 Preparación de muestras de prueba

En la realización de este trabajo se prepararon 20 muestras, las cuales se dividieron en dos grupos: de 10 muestras cada uno.

El primer grupo fue conformado de PMMA (grupo control) y el segundo grupo fue conformado de 10 muestras de PMMA adicionado con relleno de nanopartículas de MgO.

Método:

10 muestras de polimetilmetacrilato (PMMA).

1. En el primer grupo se pesó 0.14 g de resina acrílica RV2 autopolimerizable de la marca NicTone® en un vidrio de reloj, en una balanza analítica de la marca BOECO, con aproximación de 0.0001gr (Imagen 12).



Imagen 12. Balanza BOECO, pesando PMMA.

2. Al polimetilmetacrilato (PMMA) ya pesado se añadió 0.5 ml de monómero autopolimerizable NicTone®, con una pipeta colocada en un propipetero a la resina acrílica RV2 autopolimerizable NicTone® (Imagen 13).



Imagen 13. Pipeta colocada en un propipetero.

3. En el vidrio de reloj se mezcló durante 10 segundos el polvo y el líquido con una espátula de cementos de acero inoxidable (Imagen 14).



Imagen 14. resina acrílica RV2 autopolimerizable de la marca NicTone® en un vidrio de reloj.

4. Una vez que la mezcla alcanzó la fase filamentosa se depositó en un molde de acero inoxidable de 25x2x2 y se esperó hasta que polimerizó (Imagen 15).



Imagen 15. Molde de acero inoxidable de 25x2x2.

- Una vez polimerizada correctamente. Se retiró la muestra del molde con cuidado. Primeramente, quitando los excedentes con un papel abrasivo de grano 600 (Imagen 16).



Imagen 16. Retirando los excedentes con un papel abrasivo de grano 600.

- Ya que se retiró los excedentes se colocó cada muestra en un tubo eppendorf con agua bidestilada (Imagen 17).



Imagen 17. Tubos eppendorf con agua bidestilada.

- Posteriormente se almacenaron las muestras dentro de una estufa de temperatura controlada a 37 ± 1 °C por 50 ± 2 horas en humedad absoluta. Por 24 horas (Imagen 18).



Imagen 18. Estufa de temperatura controlada.

Método:

10 muestras de nano-PMMA/MgO.

1. En el segundo grupo se pesó 0.133 g de resina acrílica RV2 autopolimerizable de la marca NicTone® en una hoja de aluminio, en una balanza analítica de la marca BOECO, con aproximación de 0.0001gr (Imagen 19).



Imagen 19. Balanza BOECO pesando PMMA.

2. Se pesaron 0.07 g de nanopartículas de MgO en una hoja de aluminio en una balanza analítica marca BOECO con aproximación de 0.0001 gr (Imagen 20).



Imagen 20. Balanza BOECO pesando NPs de MgO.

3. Una vez pesada la resina acrílica RV2 autopolimerizable NicTone® y las nanopartículas de MgO, se depositaron en el mortero de ágata, con ayuda del pistilo se incorporaron con movimientos suaves durante 10 segundos (Imagen 21).

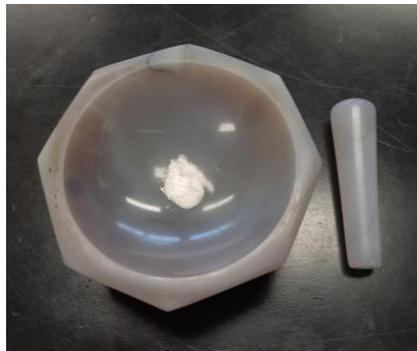


Imagen 21. Resina acrílica RV2 autopolimerizable NicTone® y las nanopartículas de MgO depositados en el mortero de ágata.

4. Se añadió 0.5 ml de monómero autopolimerizable NicTone®, con una pipeta a la resina acrílica RV2 autopolimerizable NicTone® y NPs de MgO en el mortero de ágata. Se mezcló durante 10 segundos el polvo y el líquido con una espátula de cementos de acero inoxidable (Imagen 22).



Imagen 22. pipeta colocada en un propipetero, mortero de ágata, resina acrílica RV2 autopolimerizable NicTone® y nanopartículas de MgO.

5. Una vez que la mezcla alcanzó la fase filamentosa se depositó en un molde de acero inoxidable de 25x2x2 y se esperó hasta que polimerizó (Imagen 23).

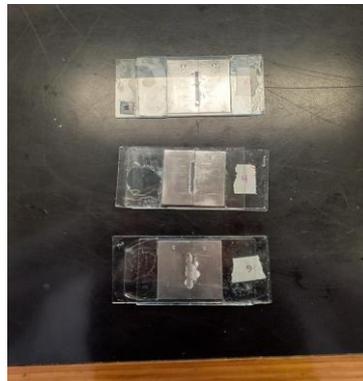


Imagen 23. Moldes de acero inoxidable de 25x2x2.

6. Una vez polimerizada correctamente. Se retiró la muestra del molde con cuidado. Primeramente, quitando los excedentes con un papel abrasivo de grano 600 (Imagen 24).



Imagen 24. Retirando los excedentes con un papel abrasivo de grano 600.

7. Ya que se retiró los excedentes se colocó cada muestra en un tubo eppendorf con agua bidestilada (Imagen 25).



Imagen 25. Tubos eppendorf con agua bidestilada.

8. Posteriormente se almacenaron las muestras dentro de una estufa de temperatura controlada a 37 ± 1 °C por 50 ± 2 horas en humedad absoluta. Por 24 horas (Imagen 26).



Imagen 26. Estufa de temperatura controlada.

6.3 Ensayos de resistencia y módulo de flexión.

Las muestras fueron montadas en un equipo (Máquina universal de ensayos, INSTRON modelo 5567 a velocidad de 1 mm por minuto (Imagen 27) apropiadamente calibrado.²³ El procedimiento en el laboratorio implica colocar cada muestra de manera individual dentro de la máquina universal de ensayos (Imagen 28). La punta de carga deberá estar a la mitad de la distancia entre los dos soportes. Una vez que la muestra este en su lugar,

un vástago metálico descenderá desde la parte superior y el centro de los dos soportes, induciendo la deflexión del material y, finalmente, su fractura.



Imagen 27. Máquina INSTRON.

Fuente: <https://images.app.goo.gl/vhzYFuGWeftQvELN9>

Se evaluó la resistencia a la flexión como la máxima carga soportada por una muestra de polimetilmetacrilato (PMMA) y nano-PMMA/MgO justo antes de experimentar una fractura en un ensayo de flexión (18).

Para calcular los valores de resistencia a la flexión en MPa (σ flexión), se empleó la siguiente fórmula, teniendo en cuenta las dimensiones específicas de cada muestra:

$$\text{Resistencia a la flexión} = \frac{3FL}{2wh^2}$$

F: fuerza de fractura o ruptura (N)

L: distancia entre los puntos de apoyo (mm)

W: ancho de la muestra (mm)

h: altura de la muestra (mm)

Se definió el módulo elástico como la proporción entre la deformación de la resina y la fuerza aplicada dentro de un intervalo de proporcionalidad. ²⁰

El módulo elástico en flexión (E flexión) se determinó en la región elástica de la curva (zona lineal), empleando la siguiente fórmula:

$$\text{Módulo en flexión} = \frac{L^3 F}{4wh^3 \delta}$$

L: distancia entre los puntos de apoyo (mm)

F: (F2-F1, en zona elástica), fuerza (N)

W: ancho de la muestra (mm)

h: altura de la muestra (mm)

δ : ($\delta_2 - \delta_1$) deflexión o flecha de la muestra en zona elástica (mm)



Imagen 28. Muestra montada en máquina INSTRON.

Antes de montar las muestras en la máquina universal de ensayos, se midió el ancho y alto de cada muestra, con un vernier digital (Imagen 29).

Obteniendo las siguientes medidas (Tabla 4):

a) Muestras de PMMA			b) Muestras de nano-PMMA/MgO		
No. de muestra	Ancho	Alto	No. de muestra	Ancho	Alto
1	2.20 mm	2.11 mm	1	2.19 mm	2.16 mm
2	2.20 mm	2.18 mm	2	2.17 mm	1.99 mm
3	2.10 mm	2.06 mm	3	2.20 mm	2.11 mm
4	2.14 mm	2.13 mm	4	2.18 mm	2.02 mm
5	2.15 mm	2.12 mm	5	2.16 mm	2.01 mm
6	2.16 mm	2.10 mm	6	2.17 mm	2.05 mm
7	2.28 mm	2.18 mm	7	2.11 mm	2.00 mm
8	2.16 mm	2.14 mm	8	2.21 mm	2.01 mm
9	2.20 mm	2.14 mm	9	2.21 mm	2.02 mm
10	2.22 mm	2.14 mm	10	2.14 mm	2.00 mm

Tabla 4. a) Valores de medidas de muestras de PMMA y
b) Valores de medidas de muestras de nano-PMMA/MgO.



Imagen 29. Midiendo muestra con vernier digital.

VII. Análisis estadístico

Los resultados de este estudio fueron analizados estadísticamente con una prueba paramétrica (*t de student*), con el programa SIGMA STAT 2.0. A una $p=0.864$, obteniendo un 95% de confiabilidad. A 18 grados de libertad.

VIII. Resultados y discusión

8.1 Síntesis y caracterización del nano-PMMA/MgO

Se generaron nanopartículas de óxido de magnesio (MgO-NPs) mediante el proceso de mecano-síntesis, presentando un tamaño promedio de partícula de 21 nm y una morfología poliédrica.¹¹ Estas MgO-NPs fueron incorporadas al polimetilmetacrilato (PMMA) y se caracterizaron mediante difracción de rayos X (Imagen 30).

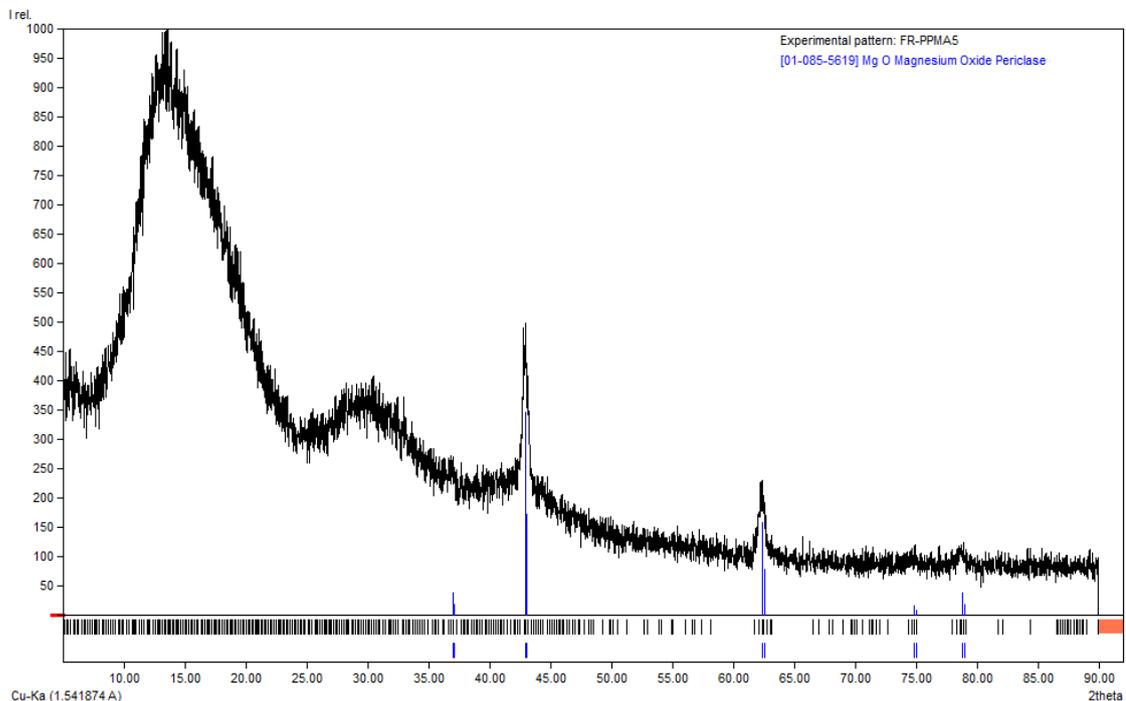


Imagen 30. Patrones de difracción del nano-PMMA/MgO.

Los resultados revelan la presencia de las NPs de MgO en la estructura del PMMA, como se muestra en la imagen 27. Los patrones de difracción de las MgO-NPs se observan en color azul superpuestos en el patrón de difracción del PMMA (color negro). Los picos de difracción de MgO-NPs

coincidieron con los valores reportados para el MgO (según la tarjeta cristalográfica de PDF 01-085-5619).

8.2 Ensayos de resistencia a la flexión y módulo elástico

La norma 12 de la ADA (American Dental Association) especifica los requisitos mecánicos que deben cumplir los polímeros para base de dentaduras (Tabla 1).²⁰

Requerimiento	Fuerza flexural MPa min.	Módulo flexural MPa min.	Monómero residual Porcentaje máx.	Sorción $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ máx.	Solubilidad $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ máx.
Tipo 1,3,4 y 5	65	2000	2,2	32	1.6
Tipo 2	60	1500	4,5	32	8.0

MPa: megapascal. $\mu\text{g}/\text{mm}^3$: microgramo por milímetro cúbico.

Tabla 1. Requisitos de la Norma 12 de la ADA.

A continuación, se muestran los resultados de la prueba de flexión de las 10 muestras de PMMA (Gráfica 1, Tabla 2a) y las 10 muestras de nano-PMMA/MgO (Gráfica 2, Tabla 2b).

A) Muestras PMMA			B) Muestras nano-PMMA/MgO		
No. de muestra	Fuerza flexural MPa min.	Módulo flexural MPa min.	No. de muestra	Fuerza flexural MPa min.	Módulo flexural MPa min.
1	53.98	619.0	1	54.18	3747
2	46.38	2432.0	2	47.28	2467
3	116.60	3139.0	3	51.20	3259
4	166.10	2113.0	4	40.02	1918
5	97.24	3538.0	5	55.30	2670
6	52.10	3896.0	6	45.99	3189
7	53.17	1579.0	7	60.66	2892
8	47.93	2240.0	8	48.95	3122
9	65.92	2714.0	9	40.95	3568
10	40.57	1638.0	10	36.67	3552

Tabla 2. A) Valores de resistencia a la flexión de muestras de PMMA y B) Valores de resistencia a la flexión de muestras de nano-PMMA/MgO.

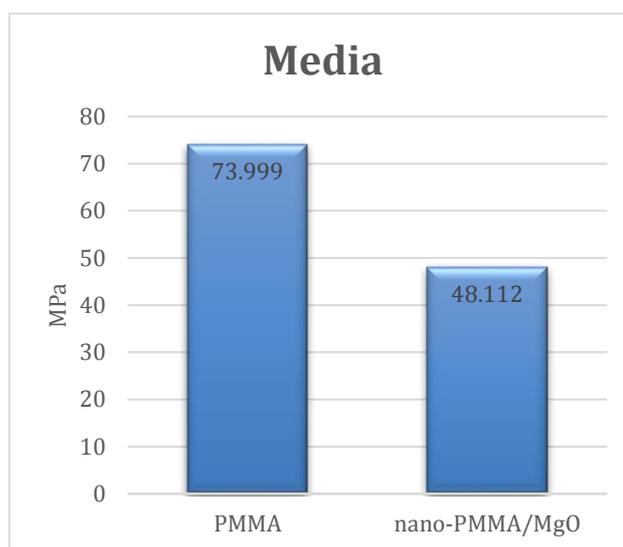
Como se muestra en la tabla A, de las 10 muestras de PMMA, sólo 4 muestras cumplen con el valor de fuerza flexural estipulado de la Norma 12 de la ADA que es 60 MPa min. Y de los valores de módulo flexural 9 de las muestras cumplen con el valor estipulado que es 1500 MPa min.

Como se muestra en la tabla B, de las 10 muestra de nano-PMMA/MgO solo 1 muestra cumple con el valor de fuerza flexural estipulado de la Norma 12 de la ADA que es 60 MPa min. Y de los valores de modulo flexural las 10 muestras cumplen con el valor estipulado que es 1500 MPa min.

Los resultados obtenidos fueron analizados con la prueba *t de student*, a una $P= 0.031$. Resultados de la resistencia a la flexión (Tabla 3, Gráfica 1) y resultados del módulo elástico (Tabla 4, Gráfica 2).

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
PMMA	73.999	40.520	12.814
NANO-PMMA/MgO	48.112	7.514	2.376

Tabla 3. Resistencia a la flexión.

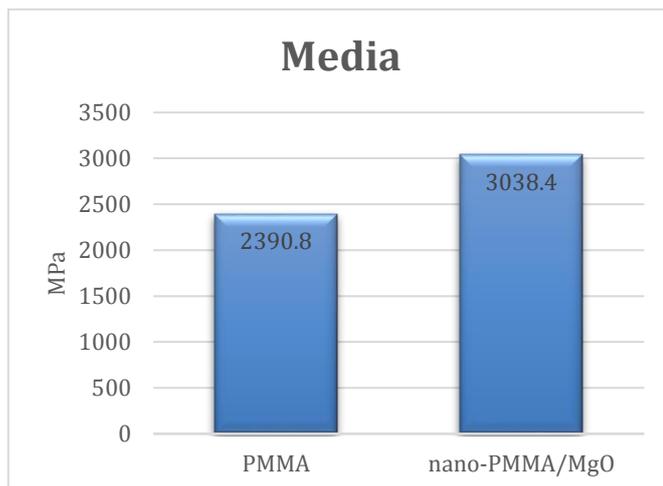


Gráfica 1. Media de resistencia a la flexión.

El grupo que presento mayor resistencia a la flexión fue PMMA con una media de 73.999 (Gráfica 1), una desviación estándar de 40.520 y un coeficiente de variación 12.814. Teniendo diferencias significativas de 25.887 con nano-PMMA/MgO, que obtuvo una media de 48.112 (Gráfica 1), con desviación estándar de 7.514 y un coeficiente de variación de 2.376.

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
PMMA	2390.800	983.902	311.137
NANO-PMMA/MgO	3038.400	564.078	178.377

Tabla 4. Módulo elástico.



Gráfica 2. Media de módulo elástico.

El grupo que presentó mayor módulo elástico fue nano-PMMA/MgO con una media de 3038.4 (Gráfica 2), una desviación estándar de 564.07 y un coeficiente de variación de 178.377. Teniendo diferencias significativas de 647.6 con PMMA, que obtuvo una media de 2390.8 (Gráfica 2), con desviación estándar de 983.90 y un coeficiente de variación de 311.137.

El módulo de flexión refleja la rigidez inherente de un material, siendo más rígido aquel que posee un módulo de flexión elevado, mientras que la flexibilidad aumenta en materiales con un módulo de flexión más bajo. En cuanto al módulo de resistencia a la flexión, este representa la fuerza por unidad de área en el punto de fractura de un material sometido a carga en flexión.

En el campo de la rehabilitación oral, se busca que las resinas acrílicas, para la fabricación de prótesis dentales removibles no solo satisfaga todos los requisitos funcionales, sino que también exhiba una resistencia a la fractura adecuada y una flexibilidad amplia. Esta flexibilidad está directamente vinculada a la estética, dado que la eliminación de los retenedores metálicos permitirá que los nuevos retenedores sean del mismo material que la base de la prótesis. Por lo tanto, es crucial analizar las propiedades físicas de los biomateriales utilizados en las prótesis

removibles. La investigación se centra en determinar tanto el módulo de flexión como la resistencia de la resina acrílica.

En un estudio de Nooralhuda y Ahmed realizaron prueba de flexión a una resina acrílica autopolimerizable con nanopartículas de MgO, en diferentes cantidades. Compararon 4 grupos (de 10 muestras cada grupo): grupo control (acrílico puro sin NP), muestras de acrílico que contenían 1,25% de nanopartículas de MgO, muestras de acrílico que contenían 2,5% de nanopartículas de MgO y muestras acrílicas que contenían 5% de nanopartículas de MgO. Como resultado obtuvieron que la concentración de nanopartículas de MgO influyo en la resistencia la flexión, En concentraciones bajas de nanopartículas de MgO (1,25%), hubo un aumento significativo en la resistencia a la flexión, pero en concentraciones altas (2,5% y 5%) de nanopartículas de MgO, hubo una reducción significativa en el valor de resistencia a la flexión. ²⁴

IX. Conclusiones y perspectivas

En base a los resultados obtenidos de las pruebas *in vitro* de resistencia a la flexión, los valores del polimetilmetacrilato (PMMA) fueron superiores que las de nano-PMMA/MgO.

La resistencia a la flexión de polimetilmetacrilato (PMMA) fue de 73.999 y del nano-PMMA/MgO fue de 48.112, tuvieron una diferencia de 25.887 MPa. En el módulo de flexión los valores del nano-PMMA/MgO fueron superiores, con el resultado de 3038.400 y los valores del polimetilmetacrilato (PMMA) fue de 2390.902.

Esta diferencia indica que la incorporación de nanopartículas de MgO puede resultar en un aumento en la rigidez del material, a pesar de la disminución en la resistencia a la flexión.

Estos resultados sugieren la necesidad de un estudio más detallado para comprender mejor los factores que contribuyen a estas variaciones y optimizar las propiedades del nanocompuesto en función de las necesidades específicas de la aplicación.

X. Referencias bibliográficas

1. Guzmán H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Quinta edición. Bogotá: ECOE; 2013.
2. Macchi L. Materiales dentales. [Internet]. Panamericana; 2007; [consultado 29 Nov 2023]. Disponible en: https://www.academia.edu/36807813/Macchi_Materiales_Dentales_4ta_Ed
3. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials [Internet]. Ámsterdam: Elsevier; 2012. [consultado 29 nov 2023]. Disponible en: <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=MrPwAwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=+Craig%27s+Restorative+Dental+Materials&ots=wqugcdo6hm&sig=ZZuABorRJcizp1U9yRNbxCPbEvM#v=onepage&q=Craig's%20Restorative%20Dental%20Materials&f=false>
4. Techinal University of Gabrovo. Poly(methyl methacrylate) (PMMA). CAE DS-Injection Moulding Materials. [Internet]. Disponible en: https://alokrj.weebly.com/uploads/6/0/5/7/60576155/plastics_pmma.pdf
5. Díez PAM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of-the-Art. Int J Mol Sci. [Internet] 2022 [consultado 29 nov 2023]; 23(18). Disponible en: [10.3390/ijms231810288](https://doi.org/10.3390/ijms231810288)
6. Espinoza de Leal M. La nanotecnología: ¿un camino a la esperanza?. Salus. 2011; 15(3): 3-4. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=375939018001>

7. Subramani K, Hamed W. Nanobiomaterials in Clinical Dentistry. 1a edición. USA: William Andrew; 2012.
8. Ogle OE, Byles L. Nanotechnology in Dentistry Today. West Indian med. j. [Internet]. 2014 [consultado 29 Nov 2023]; 63(4): 344-348. Disponible en:
https://westindies.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0043-31442014000400344&lang=es
9. Argueta FL, Mesta PD, Torres GN, Martínez OA, Paulino GA, Arenas AM. Acrílico termopolimerizable enriquecido con nanopartículas de cobre: evaluación antibacteriana y citotóxica. Mundo nano [Internet]. 2018 [consultado 01 dic 2023]; 11(21): 45-60. Disponible en:
http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2448-56912018000200045&lng=es
10. Fernández M. Recent applications of magnesium oxide (MgO) nanoparticles in various domains. Advanced Materials Letters [Internet] 2020 [consultado 29 Nov 2023]; 11(8): 1-10. Disponible en:
https://aml.iaaonline.org/article_14017.html
11. Rodríguez AP, Vega AL, Vázquez AR, Ortega M, Ximenez LA. Antibacterial Properties In Vitro of Magnesium Oxide Nanoparticles for Dental Applications. MDPI. [Internet] 2023 [consultado 01 Dic 2023]; 13(3): 502. Disponible en:
<https://doi.org/10.3390/nano13030502>.
12. Vallet MR, González B, Izquierdo IB. Nanomaterials as Promising Alternative in the Infection Treatment. International Journal of Molecular Sciences. [Internet] 2019 [consultado 01 Dic 2023]; 20(15): Disponible en: <https://www.mdpi.com/1422-0067/20/15/3806>

13. He y, Ingudam S, Rees S, Gehring A, Strobaugh TP, Irwin P. Study On the mechanism of antibacterial action of magnesium oxide nanoparticles against foodborne pathogens. J Nanobiotechnology. 2016; 14(1):54.
14. Jawaher SA, Aseel AM, Randa HK, Salim BF. Synthesis and Characterization of PMMA/HAP/MgO Nanocomposite as an Antibacterial Activity for Dental Applications. Al-Mustansiriyah Journal of Science. [Internet]. 2023 [consultado 01 dic 2023]; Disponible en: <https://www.iasj.net/iasj/download/92ce4a17cc50fd8d>
15. Betancur C, Hernández V, Buitrago R. Nanopartículas para materiales antibacterianos y aplicaciones del dióxido de titanio. Cubana Invest Bioméd. [Internet]. 2016 [consultado 01 dic 2023]; 35(4). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002016000400009
16. Vázquez AR, Vega AL, Paz B. Mecanosíntesis y efecto antimicrobiano de óxidos metálicos nanoestructurados. Mundo nano. [Internet]. 2018 [consultado 29 Nov 2023]; 11(21): 29-44. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S2448-56912018000200029&script=sci_abstract
17. Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11a edición. Madrid, España: Elsevier; 2004.
18. Serrano L, Barceló FH, Espinoza S. Transverse deflection of polymer-based alternative materials for the manufacturing of a denture base. Revista Odontológica Mexicana. [Internet] 2013 [consultado 01 Dic 2023]; 17(3): 144-149. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2013000300002

19. Sezin M, Lutri MP, Mirotti G, Kraemer ME, Monserrat N, Piconi MC, Caballero AL, Crohare L. Resistencia a la flexión y módulo elástico de resinas de alta, mediana y baja densidad. [Internet]. 2018 [consultado 15 Ene 2024]; 28(3). Disponible en: <file:///C:/Users/Viridiana/Downloads/mbrunotto,+Journal+manager,+4-Sezin+et+al-galerada+vol28-3-2018pg14-21.pdf>
20. American Dental Association specification No 12 Denture base polymers approval, 2002.
21. Chang N, Pérez D. Guía de laboratorio, Resistencia de materiales. 1ª edición. Colombia: Universidad de Magdalena. 2015.
22. Nuñez C, Roca A, Jorba J. Comportamiento mecánico de los materiales. 2da edición. Barcelona: Universidad de Barcelona. 2013.
23. INSTRON. Ensayo de flexión. [Internet]. [Consultado 29 Nov 2023]. Disponible en: <https://www.instron.com/es-es/>
24. Nooralhuda Waadullah, Ahmed Asim. The effects of magnesium oxide nanoparticles addition on flexural strength of cold-cured acrylic resin material. [Internet]. 2022 [consultado 15 Ene 2024]; 22(1). Disponible en: <https://www.iasj.net/iasj/download/abcd95b7aaa1dd46>