Artículo Original

Revista Ecuatoriana de Pediatría

Editorial: Sociedad Ecuatoriana de Pediatría (Núcleo de Quito, Ecuador)
Tipo de estudio: Artículo Original
Área de estudio: Pediatría
Páginas: 31-45
Codígo DOI: https://doi.org/10.52011/RevSepEc/e323
URL: https://rev-sep.ec/index.php/johs/article/view/323

Resistencia flexural de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas a base de PMMA. Estudio In vitro

Flexural Strength of Photopolymerizable Resins for 3D Printers and PMMA-Based Resins. An In Vitro Study

Alison Belén Mier Jiménez[1]; Pablo Ruben Garrido Villavicencio[2]

RESUMEN

La resistencia flexural es un factor clave en la selección de materiales dentales provisionales, ya que influye directamente en su desempeño clínico. El objetivo de este estudio fue evaluar la resistencia flexural de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas a base de PMMA. **Metodología:** Se conformaron dos grupos experimentales de 10 muestras cada uno: Grupo A (resinas PMMA) y Grupo B (resinas para impresión 3D). Las muestras del Grupo A se elaboraron utilizando una matriz de silicona de condensación y una mufla, siguiendo las instrucciones del fabricante. Las muestras del Grupo B se diseñaron en el software Meshmixer y se organizaron en Photon Workshop 6.4 DLP 3D con una orientación de 0°. La impresión se realizó en una impresora DLP modelo Photon Ultra (Anycubic, Hong Kong-China). Posteriormente, las muestras se lavaron con alcohol isopropílico al 90% durante 5 minutos, según las indicaciones del fabricante. Para el post-polimerizado, se utilizó una cámara de curado diseñada en un proyecto de la facultad, aplicando una potencia de 45 vatios y una longitud de onda de 400 a 470 nm durante 16 minutos. Finalmente, se llevó a cabo la prueba de flexión en tres puntos, siguiendo la norma ISO 4049:2009. Los resultados fueron analizados con el software estadístico BioStat 5.3 (Brasil) mediante la prueba T de Student ($p < 0,05$). **Resultados:** Los valores promedio de resistencia flexural obtenidos fueron de 105,18 MPa para las resinas a base de PMMA y 103,02 MPa para las resinas de impresión 3D, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($p > 0,05$). Ambos materiales cumplen con el valor mínimo de 50 MPa ADA-ANSI N°27, lo que indica que poseen una resistencia adecuada para su uso en restauraciones provisionales. **Conclusión:** Los hallazgos de este estudio resaltan la viabilidad clínica de ambos materiales en odontología. Se recomienda realizar investigaciones adicionales que evalúen la resistencia flexural considerando factores como la cementación sobre dientes, la geometría de las muestras, la orientación de impresión y los protocolos de post-polimerización, ya que estos aspectos pueden influir en los resultados obtenidos.

Palabras clave: Resistencia flexural, Resinas a base de PMMA, Resinas para impresión 3D, Restauraciones provisionales.

1. Facultad de Odontología; Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador
2. Facultad de Odontología; Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador

Alison Belén Mier Jiménez https://orcid.org/0009-0004-3193-3652
Pablo Ruben Garrido Villavicencio https://orcid.org/0000-0002-5223-1017

Correspondencia: Alison Mier; Av. Universitaria, 170129 Quito, Ecuador; abmier@uce.edu.ec

Recibido: 10/oct/2024 - Aceptado: 12/nov/2024 - Publicado: 29/ene/2025

ABSTRACT

Flexural strength is a key factor in the selection of provisional dental materials, as it directly influences their clinical performance. The objective of this study was to evaluate the flexural strength of light- curable resins for 3D printers and PMMA-based resins. **Methodology:** Two experimental groups of 10 samples each were formed: Group A (PMMA resins) and Group B (3D printing resins). The samples in Group A were fabricated using a condensation silicone matrix and a flask, following the manufacturer's instructions. The samples in Group B were designed using Meshmixer software and arranged in Photon Workshop 6.4 DLP 3D with a 0° orientation. Printing was performed on a DLP printer, model Photon Ultra (Anycubic, Hong Kong- China). Subsequently, the samples were washed with 90% isopropyl alcohol for 5 minutes, as per the manufacturer's recommendations. For post-curing, a curing chamber designed in a faculty project was used, applying a power of 45 watts and a wavelength of 400 to 470 nm for 16 minutes. Finally, the three-point bending test was conducted following ISO 4049:2009 standards. The results were analyzed using the statistical software BioStat 5.3 (Brazil) with Student's t-test ($p < 0.05$). **Results:** The average flexural strength values obtained were 105.18 MPa for PMMA-based resins and 103.02 MPa for 3D printing resins, with no statistically significant differences between the two groups ($p > 0.05$). Both materials meet the minimum requirement of 50 MPa established by ADA-ANSI No. 27, indicating that they possess adequate strength for use in provisional restorations. **Conclusion:** The findings of this study highlight the clinical viability of both materials in dentistry. Further research is recommended to evaluate flexural strength considering factors such as cementation on teeth, sample geometry, printing orientation, and post-curing protocols, as these aspects may influence the results obtained.

Keywords: Flexural Strength, PMMA-Based Resins, 3D Printing Resins, Provisional Restorations.

Introducción

La comprensión de la capacidad de las resinas para resistir fuerzas de flexión es fundamental para evaluar tanto su integridad estructural como su adecuada aplicación en tratamientos odontológicos (1–3). Este factor es crucial en la selección de biomateriales, ya que las restauraciones dentales provisionales están expuestas de manera constante a las fuerzas masticatorias y a tensiones mecánicas, lo que puede generar fractura tanto en la restauración como en el diente natural (1,3,4).

Esto generará la necesidad de reemplazar dichas restauraciones, provocando incomodidad al paciente y comprometiendo su salud bucal a largo plazo (1). Por lo tanto, es fundamental que los materiales dentales utilizados en los distintos tratamientos odontológicos sean capaces de resistir estas fuerzas sin fracturarse, manteniendo así su integridad estructural y funcionalidad (3).

Un adecuado provisional es importante para el éxito de una prótesis definitiva (4,5). Además, estos cumplen con funciones como adaptación de los márgenes, la creación de contornos axiales adecuados junto a las encías, ajuste oclusal, establecimiento del contacto interproximal, la modificación de los contornos permitiendo así una evolución adecuada hasta la colocación de la prótesis definitiva (1,4,5).

Al ser estos materiales para realizar provisionales, suelen tener una duración limitada en la terapia protésica (1,4). Sin embargo, en algunos casos, pueden mantenerse por un periodo más largo (desde unas semanas hasta más de un año), especialmente en situaciones complejas de rehabilitación oral (1,4). Esto incluye tratamientos protésicos para niños, adolescentes o personas mayores, así como en pacientes con enfermedades sistémicas que pueden requerir la suspensión o retraso de los procedimientos dentales (4).

Este estudio, titulado "Resistencia flexural de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas a base de PMMA. Estudio in vitro", tiene como objetivo evaluar la resistencia flexural de ambos materiales dentales mediante la elaboración de muestras que serán sometidas a pruebas de resistencia a la flexión de tres puntos. Estas pruebas se realizarán en una máquina de ensayo universal debidamente calibrada para determinar si existe una diferencia significativa entre ellas. Para la comparación de los grupos se utilizará la prueba t, con un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$, considerando estadísti-

camente significativos los valores inferiores a p< 0.05, lo que permitirá rechazar la hipótesis nula. Los resultados de esta investigación nos proporcionarán una mejor orientación en la elección del material, basándonos en el tipo de tratamiento dental.

Desarrollo

Resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA)

Las resinas a base de PMMA son polímeros sintéticos derivados del polimetilmetacrilato (PMMA) (7). Se obtienen a través de la polimerización en cadena del metacrilato de metilo y un monómero líquido (7,8). Entre sus características principales destacan su baja densidad, lo que lo vuelve un material ligero, ideal para aplicaciones en las que el peso es un factor importante; poseen una buena estabilidad y durabilidad de tal forma que tienen una alta resistencia a la degradación química y mecánica, lo que les permite durar mucho tiempo en condiciones exigentes (7). Además, son biocompatibles lo que los hace seguros para su uso en aplicaciones biomédicas (7).

Por sus cualidades estéticas, económicas, facilidad de procesamiento, versatilidad en cuanto a forma, manejo sencillo, baja densidad y la capacidad de ajustar sus propiedades mecánicas lo convierten en una elección ideal en el ámbito odontológico (7). Y tiene diversas aplicaciones, como la fabricación de dientes artificiales, restauraciones provisionales, base de las prótesis dentales, coronas provisionales, así como férulas oclusales (7). Sin embargo, las resinas a base de PMMA no poseen propiedades antimicrobianas, presentan una alta capacidad de absorción de agua y exhiben una resistencia limitada a la flexión y al impacto, lo que limita su viabilidad en ciertas aplicaciones (7).

Estructura química del polimetilmetacrilato (PMMA)

Las resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA), se producen típicamente mediante un proceso de polimerización de metacrilato de metilo (C5OH2H8) utilizando radicales libres (7,8). Este proceso comienza con la formación de radicales libres, que puede ser iniciada químicamente o mediante energía como calor, luz o microondas.(7,8) Durante la etapa de propagación, los monómeros se unen entre sí, incrementando la cadena polimérica (7,8). Finalmente, la polimerización concluye cuando los electrones libres se transfieren al extremo de la cadena polimérica finalizando el proceso de polimerización (7,8).

Propiedades del polimetilmetacrilato (PMMA)

La comprensión de las propiedades físicas y mecánicas de estas resinas es fundamental para garantizar su adecuado desempeño clínico y su durabilidad en el tiempo (7).
Propiedades físicas:

- Densidad: Las resinas de PMMA tienen una baja densidad de alrededor de 1,18 g/cm3, lo que lo vuelve un material ligero e ideal para aplicaciones en las que el peso es un factor importante (7).
- Temperatura de Transición Vítrea (Tg): Estos materiales son amorfos y tienen una temperatura de transición vítrea (Tg) que generalmente oscila entre 95 y 125°C(7).
- Conductividad Térmica: A pesar de sus ventajas, la conductividad térmica del PMMA es relativamente baja, alrededor de 5,7×10-4°C·cm-1 (7). Esta baja conductividad puede ser un inconveniente en aplicaciones como las dentaduras postizas, ya que deben tener una conductividad térmica adecuada para disipar el calor de los alimentos a los tejidos bucales (7). La transmisión lenta del calor puede provocar grietas en la superficie del material y dificultar la detección de la temperatura de los alimentos por parte del paciente (7).
- Coeficiente de Expansión Térmica: El PMMA presenta un alto coeficiente de expansión térmica, alrededor de

81×10-6/°C. Este coeficiente indica que el material experimenta una expansión significativa con cambios de temperatura, lo que debe tenerse en cuenta en el diseño y la fabricación de dispositivos dentales (7).

- Estabilidad del color: Los materiales a base de PMMA suelen tener una estabilidad deficiente del color debido a la liberación de monómeros residuales, lo que promueve la absorción de agua y, como consecuencia, la decoloración (7).
- Contracción de la polimerización: Durante la polimerización, los monómeros se unen formando cadenas poliméricas, lo que puede resultar en una contracción del material. Esta contracción puede causar cambios dimensionales notables e imprecisiones durante la fabricación de dentaduras postizas y otros dispositivos dentales (7).
- Radiopacidad: Es una propiedad física deseada en los materiales dentales, ya que permite su detección en radiografías. Sin embargo, el PMMA es un material radiolúcido debido a su naturaleza polimérica, lo que dificulta su detección en radiografías dentales (7).
- En cuanto a su comportamiento mecánico, es fundamental entender que los materiales usados en odontología enfrentan fuerzas complejas durante la masticación en la boca. Por lo tanto, es necesario que estos materiales posean propiedades mecánicas sólidas para resistir estas tensiones de manera efectiva (7).

Propiedades mecánicas

- Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión es crucial para soportar las fuerzas de masticación sin deformación o fractura permanente. La resistencia a la flexión del PMMA es de aproximadamente 90 MPa, aunque puede variar según diversos factores como el proceso de curado, el grado de polimerización y las condiciones de almacenamiento (7).

Factores que afectan la resistencia a la flexión:

Las propiedades mecánicas para evaluar la resistencia a la flexión son el módulo de elasticidad, tenacidad a la fractura, resistencia al impacto, dureza, fatiga y ductilidad especialmente (1).

El módulo de elasticidad de un material refleja su rigidez y cuánto se deforma bajo fuerzas externas (9). En odontología, los materiales utilizados para restauraciones dentales deben tener un módulo adecuado para resistir las fuerzas masticatorias. (9,10) Es importante que el módulo de estos materiales sea similar al del esmalte y la dentina, ya que un gran contraste en la rigidez puede causar fracturas o fallas en los bordes de la restauración (9,10).

La tenacidad a la fractura indica la capacidad para resistir la propagación de grietas. La tenacidad a la fractura del PMMA es de alrededor de 2 MN/m.3/2 (7).

La resistencia al impacto es importante para evitar fracturas cuando el material se somete a fuerzas de impacto elevadas, como una caída involuntaria. La resistencia al impacto del PMMA es relativamente baja, aproximadamente 1J (7).

La dureza es una propiedad clave al evaluar materiales de restauración, ya que indica cuánto resisten a la penetración o marcas en su superficie cuando se les aplica presión. En odontología, medir la dureza es crucial porque determina cuán abrasivo puede ser un material en contacto con los dientes naturales, ayudando a prevenir el desgaste prematuro o daño a las piezas dentales (11).

Relación entre resistencia a la flexión y aplicaciones clínicas:

Selección del material para restauraciones dentales

La selección del material para una restauración dental debe adaptarse a las necesidades específicas de cada caso clínico, teniendo en cuenta varios factores clave(1). Entre estos, destacan las fuerzas mastica-

torias, la fuerza de mordida, el patrón de masticación, la actividad de los músculos mandibulares, las parafunciones, la dieta, la edad, la longitud de los espacios edéntulos y el tipo de restauración protésica (1). Es esencial que los materiales utilizados sean biocompatibles y cuenten con propiedades mecánicas adecuadas (1,4).

Consideraciones sobre las fuerzas masticatorias y parafunciones

La masticación es un proceso biomecánico complejo que involucra los dientes, los músculos de la mandíbula y las estructuras circundantes como la lengua, los labios y las mejillas (1,5). Esta acción tiene como objetivo triturar los alimentos (5). Tras la pérdida dental, las restauraciones protésicas asumen en gran medida esta función (4,5). Sin embargo, también deben tener en cuenta otras fuerzas que afectan tanto a los dientes como a las restauraciones, como las parafunciones, tales como el bruxismo, que implica el apretamiento o el rechinido de los dientes (5). Estas fuerzas adicionales pueden generar tensiones significativas en las restauraciones dentales (1,4,5).

Fuerza de mordida y resistencia a las fuerzas

La fuerza máxima de mordida voluntaria (FMV) varía según el sexo y la edad. El promedio para las mujeres es de 33 a 51 kgf, mientras que para los hombres es de 42 a 63 kgf, siendo generalmente mayor en individuos más jóvenes(1). Esto resalta la importancia de conocer las propiedades mecánicas de los biomateriales para lograr un rendimiento adecuado en cada caso clínico(1). La resistencia a la flexión es especialmente relevante, ya que se considera uno de los principales indicadores de la respuesta mecánica de un material restaurador. Esta propiedad refleja la capacidad del material para soportar las fuerzas a las que estará expuesto en la cavidad bucal (1,10,12).

Importancia de la biocompatibilidad y la durabilidad

El conocimiento de las propiedades mecánicas de los materiales restauradores permite elegir aquellos que no solo resistan las fuerzas masticatorias, sino que también puedan enfrentar las tensiones adicionales generadas por parafunciones como el bruxismo (1,5). De esta forma, se asegura una restauración dental que sea duradera, funcional y capaz de proteger al diente preparado de los factores físicos que podrían dañarlo (5).

Aplicaciones en odontología de las resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA)

Las resinas a base de PMMA son ampliamente utilizadas en odontología protésica debido a su versatilidad y aplicaciones diversas. Estos materiales se usan para fabricar dispositivos y prótesis dentales, como dientes artificiales, bases para prótesis dentales, dentaduras postizas completas, obturadores, retenedores de ortodoncia y coronas temporales o provisionales. Además, el PMMA se utiliza para la reparación de prótesis dentales y en la elaboración de férulas oclusales, modelos impresos o fresados, matrices para la planificación del tratamiento y la inclusión de muestras de dientes con fines de investigación (8).

Resinas fotopolimerizables para impresoras 3D

La fabricación aditiva, también conocida como impresión 3D, representa un método moderno indirecto para la obtención de prótesis dentales provisionales. En el ámbito de la odontología, la impresión 3D emplea típicamente cinco tecnologías distintas: estereolitografía (SLA), procesamiento de luz digital (DLP), fusión selectiva por láser (SLM), sinterización selectiva por láser (SLS) y modelado por deposición fundida (FDM). Aunque cada tecnología presenta sus ventajas y desventajas, los profesionales dentales muestran interés en la fabricación

aditiva por sus múltiples beneficios comparados con los métodos tradicionales. Estos beneficios incluyen tiempos de producción más cortos, menos desperdicio de material, costos reducidos y la capacidad de personalización en masa de manera sencilla (1).

Estructura química de las resinas fotopolimerizables para impresoras 3D

La resina fotopolimerizable para impresoras 3D, fortalecida con nanopartículas se compone de varios elementos. En primer lugar, incluye entre un 40% y un 60% en peso de al menos una resina epoxi líquida, así como un porcentaje variable (entre 0% y 40% en peso) de al menos un poli(met) acrilato líquido con funcionalidad (met)acrilato. Además, se incorporan fotoiniciadores catiónicos y radicales en proporciones entre un 0,1% y un 10% en peso para cada componente, respectivamente. La fórmula también incluye entre un 5% y un 15% en peso de polímeros con grupos OH terminales, y entre un 2% y un 30% en peso de compuestos con grupos insaturados e hidroxilos. Complementariamente, se añade un porcentaje variable de un compuesto hidroxilado sin grupos insaturados, así como entre un 0,1% y un 5% de óxido de grafeno o grafeno funcional con un componente adhesivo. Finalmente, se pueden incluir otros materiales de refuerzo, como nanotubos de halloysita, en una cantidad entre un 0,1% y un 20% en peso. La suma de estos componentes equivale al 100% en peso (13).

Propiedades de las resinas para impresoras 3D

- Resistencia a la flexión: La resistencia a la flexión es la capacidad del material para doblarse sin fracturarse, lo cual es fundamental en las restauraciones dentales, garantizando su resistencia ante las fuerzas durante la masticación(1).
- Varios estudios reportaron una resistencia flexural superior a 50 MPa, que es la mínima recomendada para prótesis provisionales fijas según las especificaciones del Instituto Nacional Americano de Estandarización (ANSI) y de la Asociación Dental Americana (ADA) (2).

Influencia de la tecnología de impresión 3D

La tecnología de impresión 3D tiene un impacto significativo en la resistencia a la flexión de los materiales dentales, influenciada por múltiples factores relacionados con el proceso de fabricación y el postprocesamiento. Entre estos factores destacan el espesor de las capas impresas, las técnicas de postcurado, la contracción entre las capas y los parámetros específicos de polimerización, como la velocidad, intensidad, ángulo, tiempo y temperatura de curado(2,5).

Se ha observado que la orientación de las capas durante la impresión desempeña un papel clave en las propiedades mecánicas. Por ejemplo, estudios han demostrado que imprimir las capas perpendiculares a la dirección de la carga mejora la resistencia a la compresión. Además, investigaciones como las realizadas por Derban et al. evaluaron dos materiales provisionales impresos en 3D con orientaciones de 0°, 45° y 90°, determinando que la dirección de impresión tiene un efecto significativo en la resistencia a la flexión (5). En este sentido, una orientación de impresión de 0° y 30° ha demostrado mejorar considerablemente la resistencia a la flexión de prótesis fijas provisionales, resaltando la necesidad de optimizar estos parámetros para obtener mejores resultados en aplicaciones clínicas (2,5).

- Resistencia a la tracción: La resistencia a la tracción es una propiedad mecánica que mide la capacidad de un material para soportar fuerzas que intentan estirarlo o alargarlo. En el contexto de las resinas 3D utilizadas en odontología, esta propiedad se refiere a la capacidad de las resinas para soportar fuerzas opuestas sin romperse. Sus valores van entre los 38 y 53 MPa dependiendo de la marca (14).

- Estabilidad del color: Las resinas provisionales impresas en 3D suelen tener una estabilidad inferior que las convencionales. La tasa de polimerización más baja y la integridad superficial deficiente de las resinas impresas en 3D pueden contribuir a su menor estabilidad de color (2).

Aplicaciones odontológicas

- Cirugía oral y maxilofacial: Estos materiales ofrecen una serie de aplicaciones valiosas en este campo médico odontológico, abarcando desde la creación de modelos anatómicos precisos hasta la elaboración de guías quirúrgicas personalizadas. La versatilidad y precisión de las resinas 3D han revolucionado la planificación quirúrgica, permitiendo a los cirujanos visualizar con mayor claridad las estructuras anatómicas y realizar intervenciones más precisas y menos invasivas (6).
- Prostodoncia: En el ámbito de la prostodoncia, las resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA) se usan para crear restauraciones indirectas, provisionales y definitivas. Además, con el advenimiento de los escáneres intraorales, el método convencional de tomar impresiones con alginato y yeso está quedando obsoleto (6,15).
- Existen estudios que indican que las tecnologías de impresión 3D disponibles actualmente posibilitan producir restauraciones sólidas con un ajuste y sellado marginal apropiados, usando polímeros para restauraciones temporales y metales. Esto se compara con los métodos tradicionales de fabricación por sustracción o fresado (6).
- Ortodoncia: Actualmente, el diseño asistido por computadora permite la recreación precisa de los cambios que se producirán durante y al finalizar el tratamiento. Esto, mediante la recreación de modelos de la boca del paciente en su situación inicial y la construcción de un modelo con la situación final esperada, así los pacientes pueden visualizar claramente los resultados potenciales del tratamiento ortodóntico. Además, también se pueden fabricar retenedores ortodónticos. Estudios comparativos han demostrado que los alineadores fabricados por impresión 3D presentan una adaptación superior y una mayor resistencia a las cargas oclusales en comparación con los termoplásticos convencionales (6).
- Endodoncia: En el ámbito de la endodoncia, la tecnología 3D ha generado un impacto significativo, ya que se utiliza para la práctica de la endodoncia guiada, una técnica que implica la creación y uso de una guía diseñada específicamente para facilitar el acceso directo al conducto radicular. Este enfoque es especialmente beneficioso en casos con una anatomía interna complicada o con conductos calcificados. Como resultado, los accesos a los conductos son menos invasivos y se conserva más tejido dental sano, lo que favorece un enfoque conservador en la restauración del diente(6).

Metodología

El presente estudio adopta un diseño experimental in vitro, analítico y transversal para comparar la resistencia a la flexión de dos tipos de resinas: resina a base de PMMA (Grupo A, n=10) y resina fotopolimerizable para impresión 3D (Grupo B, n=10). Se fabricarán muestras en forma de barra de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de espesor, siguiendo la norma ISO 4049, las cuales serán sometidas a pruebas de flexión de tres puntos. La naturaleza analítica del estudio radica en el uso de análisis estadísticos para evaluar la relación entre el tipo de resina y su resistencia, mientras que su carácter transversal se debe a la medición única de la resistencia flexural para una comparación directa entre las muestras. La preparación de las muestras se estandarizará rigurosamente, incluyendo el diseño en Meshmixer e impresión con parámetros específicos para la resina 3D,

lavado y post-curado, y la fabricación de las muestras de PMMA utilizando moldes de silicona y un proceso de enmuflado controlado. Se realizará una inspección visual y una verificación dimensional de todas las muestras antes de su almacenamiento. La prueba de resistencia a la flexión se llevará a cabo con una máquina universal calibrada, y los resultados se analizarán mediante el software BioStat5.3, utilizando la prueba de Shapiro-Wilk para la normalidad y la prueba t para la comparación de grupos, con un nivel de significancia de $p<0.05$. La recolección de datos incluyó la revisión de trabajos previos y la obtención de permisos para el uso del equipo necesario.

Prueba Piloto

En la prueba piloto de la investigación, se buscó verificar la viabilidad de los procedimientos y condiciones experimentales para la elaboración de las muestras. Inicialmente, se intentó utilizar una matriz de acero inoxidable para las barras de resina a base de PMMA, siguiendo la norma ISO 4049:2009. Sin embargo, se observó que la extracción de las muestras de esta matriz podría comprometer su integridad estructural. Por esta razón, se optó por reemplazar la matriz de acero inoxidable por una de acrílico, la cual podía romperse sin dañar las muestras. Para las muestras de resina obtenidas mediante impresión 3D, se imprimieron cinco unidades de prueba para verificar la calibración de la máquina. Al no presentarse problemas en la impresión ni en la calidad de las muestras, se determinó que no eran necesarios ajustes en la impresora. Este proceso de prueba piloto permitió asegurar un método fiable para la fabricación de las muestras definitivas.

Procedimiento

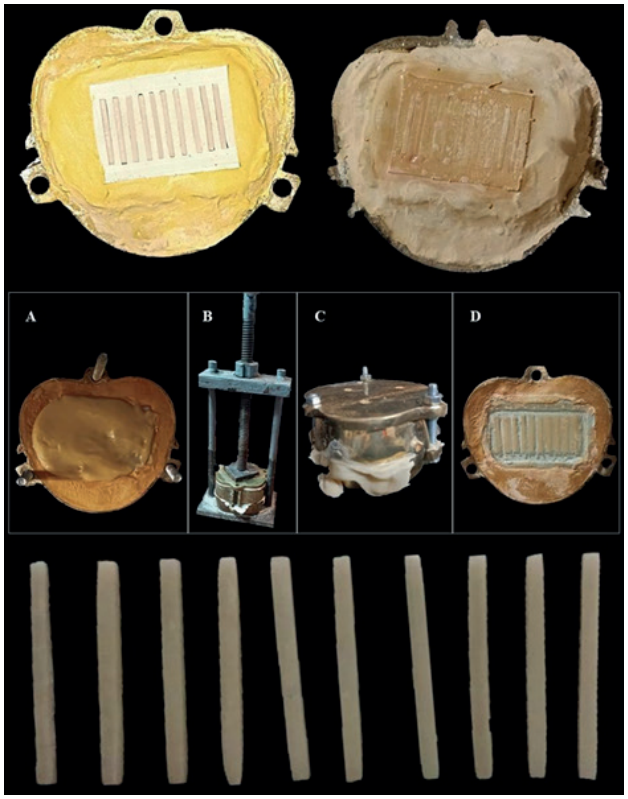


Figura 1. Matriz colocada en mufla con contra mufla preparada (arriba). A: Empaquetado del acrílico en la mufla. B: Colocación de la mufla en una prensa hidráulica. C: Exceso de acrílico. D: recorte del exceso de acrílico para ajustar las dimensiones(-medio). Muestras resina a base de PMMA (abajo)..

La fabricación de las barras de PMMA (25x2x2 mm) comenzó con la creación de una matriz a partir de impresiones 3D previas, utilizando silicona pesada de condensación y verificando las dimensiones con un calibrador digital. Se aplicó desmoldante a las muflas, se colocó una capa de yeso, la matriz y luego más yeso para crear soporte. La resina PMMA se mezcló (2 partes de polímero por 1 de monómero) durante 30 segundos, evitando burbujas, y se esperó la etapa plástica. La mezcla se empacó en la mufla con una lámina de polietileno, se prensó inicialmente, se retiró el exceso de acrílico, y se prensó definitivamente. El tiempo de manipulación fue de unos 10 minutos. La resina se curó en agua caliente según las recomendaciones del fabricante y finalmente se pulió y calibró.

Para las muestras de resina fotopolimerizable 3D (25x2x2 mm, ISO 4049), se diseñaron en Meshmixer, se exportaron como STL, se organizaron a 0° en Photon Workshop, y se imprimieron en una Photon Ultra con resina AnycubicDLP Craftsman Beige,

colocando 4 pines por muestra. Las muestras se lavaron con alcohol isopropílico al 90% durante 5 minutos y se post-curaron durante 16 minutos (45 vatios, 400-470 nm).

Una vez fabricadas las 20 muestras, se sometieron a pruebas de resistencia a la flexión de tres puntos en una máquina universal calibrada en la Universidad Politécnica Nacional.

Aspectos bioéticos

El presente estudio in vitro, titulado "Resistencia flexural de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas a base de PMMA. Estudio in vitro", fue llevado a cabo por la investigadora Mier Jimenez Alison Belen que la investigación se realizó bajo un diseño experimental in vitro sin la intervención directa ni la toma de muestras en seres humanos vivos, no requirió de la firma de un consentimiento informado tradicional; sin embargo, el protocolo metodológico y los lineamientos de bioseguridad y manejo de materiales fueron evaluados y aprobados formalmente por el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Universidad Central del Ecuador (CEISH-UCE) —avalado por el Ministerio de Salud Pública mediante el Oficio N° MSP-VGVS-2021-0076-O de fecha 22 de febrero de 2021—, obteniendo su aprobación oficial el 06 de agosto de 2024.

Resultados

Tabla 1. Datos de Grupo A, resinas a base de PMMA en Newtons (N) y Megapascales (Mpa).

Nº	Carga máxima registrada		
	N	lbf	Mpa
1	30,92	6,95	115,95
2	19,97	4,49	74,88
3	31,14	7	116,77
4	20,91	4,7	78,41
5	20,42	4,59	76,57
6	38,92	8,75	145,95
7	29,31	6,59	109,91
8	23,13	5,2	86,73
9	31,09	6,99	116,58
10	34,7	7,8	130,12

Tabla 2. Datos de Grupo B, resinas fotopolimerizables para impresoras 3D en Newtons (N) y Megapascales

Nº	Carga máxima registrada		
	N	lbf	Mpa
1	24,78	5,57	92,92
2	33,41	7,51	125,28
3	34,87	7,84	130,76
4	16,99	3,82	63,71
5	30,83	6,93	115,61
6	26,87	6,04	100,76
7	30,87	6,94	115,76
8	28,11	6,32	105,41
9	22,82	5,13	85,57
10	25,18	5,66	94,42

En las tablas números 1 y 2 se puede apreciar los resultados en MPa del ensayo de flexión en 3 puntos realizados en los grupos correspondientes a: grupo A, correspondiente a las muestras de resina a base de PMMA, y el grupo B de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D.

Tabla 3. Estadística descriptiva grupo A.

GRUPO A					
N	10				
Media	105,18	Error Estándar de la Media	7,80		
Media LCL 95%	87,53	Media UCk 95%	122,83		
Media recortada (5%)	104,60	Media Geométrica	102,53	Media Armónica	99,90
Mediana	112,93	Error de la Mediana	3,09	Moda	#N/A
Desviación Estándar	24,67	Varianza	608,94	Coeficiente de Variación	0,23
Rango	71,07	Mínimo	74,88	Máximo	145,95
IQR	36,23	Percentil 25% (Q1)	80,49	Percentil 75% (Q3)	116,72
Desviación Media	20,83	Mad (Mediana de la desviación absoluta)	34,69	Coeficiente de dispersión (COD)	0,17

Tabla 4. Estadística descriptiva grupo B.

GRUPO A					
N	10				
Media	103,02	Error Estándar de la Media	6,34		
Media LCL 95%	88,66	Media UCk 95%	117,37		
Media recortada (5%)	103,66	Media Geométrica	101,08	Media Armónica	98,94
Mediana	103,08	Error de la Mediana	2,51	Moda	#N/A
Desviación Estándar	20,06	Varianza	402,48	Coeficiente de Variación	90,19
Rango	67,05	Mínimo	63,71	Máximo	130,76
IQR	22,42	Percentil 25% (Q1)	93,29	Percentil 75% (Q3)	115,72
Desviación Media	15,54	Mad (Mediana de la desviación absoluta)	7,42	Coeficiente de dispersión (COD)	0,15

En la tabla número 3 y 4 se observan los valores de las medias del ensayo de flexión en 3 puntos de los dos grupos analizados, el Grupo A es de 105,18 MPa y el Grupo B 103,02 MPa, además están presentes valores importantes como la varianza y la desviación estándar.

Tabla 5. Prueba de Normalidad (W de Shapiro-Wilk).

W de Shapiro-Wilk	stadístico de la prue	Valor p	H0 (5%)
GRUPO A	0,90	0,26	No se puede rechazar
GRUPO B	0,96	0,87	No se puede rechazar

En la tabla número 5 se puede apreciar que los valores del nivel de significación son superiores a 0,05; por tanto, se acepta que las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, entonces para la comparación de grupos se utiliza un t de Student.

Análisis inferencial

Tabla 6. T de Student.

T de Student					
Diferencia de Medias Hipotetizada	0,00				
Diferencia de medias	2,16				
Varianza Combinada	505,71				
Estadístico de la prueba	0,21				
Grados de Libertad	18				
t Valor Crítico (5%)	2,10	Valor p	0,83	H1(5%)	rechazado

Se aplicó el test de Student para determinar si existe diferencia en los grupos estudiados, se obtuvo un valor de p> 0,05 indicando que no existe diferencia entre los grupos (tabla 9).

Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo determinar la resistencia flexural de las resi-

nas fotopolimerizables para impresoras 3D y las resinas a base de PMMA, materiales ampliamente utilizados en el ámbito odontológico. A través de pruebas específicas, se buscó determinar si existían diferencias significativas entre ambos tipos de resinas en relación con esta propiedad mecánica fundamental, la cual influye directamente en la durabilidad y desempeño de restauraciones dentales (1,2).

Los resultados obtenidos a partir del análisis estadístico revelaron que no existió una diferencia significativa en la resistencia flexural entre los dos materiales evaluados, apoyando así la hipótesis nula (H0) planteada en el estudio. En la presente discusión, se analizarán estos hallazgos en función de la literatura disponible, se explorarán posibles razones detrás de los resultados observados y se examinarán las implicaciones clínicas de los mismos, así como las limitaciones del estudio.

Este enfoque permitirá contextualizar los resultados dentro del marco científico actual y reflexionar sobre el impacto de las resinas fotopolimerizables 3D y las de base PMMA en la práctica odontológica moderna.

Los resultados obtenidos en este estudio indican que las resinas a base de PMMA y las resinas fotopolimerizables para impresión 3D presentan valores de resistencia a la flexión de 105,18 MPa y 103,02 MPa, respectivamente, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales ($p > 0,05$). Estos valores superan ampliamente el umbral mínimo de 50 MPa establecido por la ADA-ANSI n°27 lo que confirma su idoneidad para su uso en restauraciones provisionales.

Comparando estos resultados con estudios previos, se observa una variabilidad significativa en la resistencia a la flexión de los materiales evaluados. Pantea et al. (1) reportaron valores considerablemente más altos para las resinas impresas en 3D (143 ± 15 MPa) en comparación con las resinas a base de PMMA (76 ± 7 MPa), lo que difiere de los hallazgos del presente estudio. Una posible explicación para esta discrepancia radica en las diferencias de las dimensiones de las muestras y en los parámetros de post-polimerización empleados.

En este estudio, las muestras fueron de 25 x 2 x 2 mm, mientras que en el trabajo de Pantea et al (1) se utilizaron dimensiones mayores (80 x 20 x 5 mm), lo que afecta la distribución de tensiones durante la prueba de flexión.

Según el laboratorio de ensayos mecánicos Mexpolímeros (16), factores como el grosor de las muestras, la orientación de impresión y la distancia entre soportes influyen significativamente en los resultados. La resistencia a la flexión aumenta de manera proporcional al grosor de la muestra. Además, estudios como el de Soto et al (17) enfatizan que propiedades como la composición química, el tipo de relleno, los fotoiniciadores y los protocolos de poscurado también desempeñan un papel importante.

En el estudio de Pantea et al (1), la longitud de onda utilizada para la polimerización final fue de 315-400 nm con un tiempo de exposición de 30 minutos, mientras que en el presente estudio se utilizó una longitud de onda de 400-470 nm con un tiempo de 16 minutos. Soto et al (17) y Kim et al (18) destacan que una post-polimerización adecuada garantiza propiedades óptimas en las resinas 3D, ya que una polimerización incompleta puede debilitar las cadenas poliméricas y afectar la resistencia mecánica, por lo que diferencias en estos parámetros pueden influir significativamente en los valores de resistencia obtenidos (19,20).

La longitud de onda utilizada en el proceso de postpolimerización también es un factor determinante en las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D. Según el estudio de Li et al (21), la resistencia a la flexión de estos materiales se vio significativamente afectada por los métodos de postcurado empleados, lo que podría atribuirse a las diferentes longitudes de onda de los dispositivos utilizados. Esto sugiere que una elección inadecuada de la fuente de luz podría comprometer la polimerización completa del material, reduciendo su resistencia mecánica y, por ende, su desempeño clínico. En este sentido, la

variabilidad en la longitud de onda entre los estudios podría ser una de las razones por las cuales se observan diferencias en los valores de resistencia a la flexión reportados en la literatura.

Adicionalmente, el tiempo de post-curado puede influir en los resultados. Soto et al.[17] encontraron que con solo 5 minutos de post-polimerización se mejora notablemente la resistencia a la flexión, aunque algunos materiales no presentan cambios significativos después de 10 minutos. Este hallazgo resalta la necesidad de evaluar cada resina según sus características específicas. De igual forma, Kim et al[18] evaluaron la resistencia a la flexión de discos impresos en 3D sometidos a diferentes tiempos de pospolimerización y concluyeron que esta propiedad mecánica aumenta conforme se prolonga el tiempo de exposición a la luz UV.

Por otro lado, Casucci et al (19) obtuvieron valores más similares a los de este estudio, reportando 98,86 MPa para resinas PMMA y 102,96 MPa para resinas de impresión 3D, sin diferencias significativas entre ambos materiales. Estos resultados refuerzan la idea de que ambos materiales presentan comportamientos mecánicos comparables cuando se utilizan protocolos de fabricación similares.

Los resultados de este estudio también son confrontables con los reportados por Al-Qarni et al[22], quienes evaluaron la resistencia a la flexión de especímenes fabricados con acrílico termopolimerizable y resinas impresas en 3D. En su investigación, las resinas curadas por calor presentaron una resistencia media de 93,4 ± 10,8 MPa, mientras que las resinas impresas en 3D alcanzaron 56,4 ± 4,7 MPa. Sin embargo, debemos tener en cuenta que las muestras 3D realizadas por Al-Qarni et al. fueron impresas con una orientación de 90°, lo que podría explicar los valores de resistencia significativamente menores (56,4 ± 4,7 MPa). Esto concuerda con la investigación de Derban et al[5], quienes señalaron que las muestras impresas a 0° presentan una mayor resistencia flexural en comparación con aquellas impresas en ángulos de 45° o 90°.

Finalmente, los resultados reportados por Digholkar et al[23] mostraron valores de resistencia a la flexión de 95,58 MPa para las resinas de PMMA y 79,54 MPa para las resinas de impresión 3D. A pesar de la diferencia entre ambos materiales, superan el umbral mínimo de 50 MPa establecido por la ADA-ANSI n°27, lo que confirma su idoneidad para la fabricación de restauraciones provisionales. Estos hallazgos coinciden con los obtenidos en el presente estudio, donde también se observó que tanto las resinas PMMA como las impresas en 3D ofrecen una resistencia adecuada para su aplicación clínica. Esto refuerza la idea de que, si bien pueden existir variaciones en la resistencia mecánica dependiendo de los parámetros de impresión, post-polimerización y composición del material, ambos tipos de resina cumplen con los requisitos necesarios para su uso en la práctica odontológica.

Los resultados de este estudio sugieren que, bajo las condiciones experimentales aplicadas, la resistencia a la flexión de ambos materiales es comparable, lo que podría deberse a la selección de marcas específicas de resinas y las técnicas empleadas durante su procesamiento. Sin embargo, las diferencias observadas en la literatura destacan la necesidad de estandarizar los métodos de fabricación, impresión y pruebas mecánicas para obtener datos más consistentes y comparables.

En términos clínicos, estos resultados tienen implicaciones importantes, ya que tanto las resinas de impresión 3D como las resinas a base de PMMA muestran una resistencia suficiente para aplicaciones dentales, como prótesis provisionales. No obstante, la elección del material debería considerar no solo sus propiedades mecánicas, sino también factores como el costo, el tiempo de fabricación y la facilidad de manipulación. Futuros estudios podrían explorar cómo parámetros adicionales como la orientación de impresión y el espesor de las capas, impactan directamente en las propiedades mecánicas de estos materiales.

Por último, cabe recalcar que ambos materiales cumplen con el estándar establecido por la ADA-ANSI n°27, que exige una resistencia a la flexión mínima de 50 MPa para su uso clínico, lo que confirma su aptitud para aplicaciones dentales como prótesis provisionales. Sin embargo, como recomendación, futuros estudios podrían incluir la resistencia a la flexión del material después de su cementación en un diente, ya que esta condición clínica podría influir significativamente en los resultados y la interpretación de las propiedades mecánicas.

La escasa cantidad de artículos disponibles relacionados específicamente con el tema investigado, dificultó la contextualización de los resultados. Asimismo, los estudios encontrados no coincidían completamente con los parámetros experimentales utilizados en este trabajo, lo que restringió la posibilidad de realizar comparaciones directas y precisas entre los datos obtenidos.

Conclusiones

- La comparación estadística de los valores obtenidos no mostró diferencias significativas entre los dos grupos, ya que los resultados para los ensayos de resistencia a la flexión en tres puntos fueron para el Grupo A (resinas a base de PMMA) 105,18 MPa y el Grupo B (resinas para impresoras 3D) 103,02 MPa.
- Ambos materiales superaron ampliamente el valor mínimo de resistencia a la flexión de 50 MPa requerido por la ADA-ANSI n°27 lo que confirma su idoneidad para el uso clínico en restauraciones dentales y aplicaciones provisionales.
- Los resultados obtenidos en este estudio colocan a las resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y las resinas a base de PMMA dentro de una escala de resistencia a la flexión alta, conforme a los estándares establecidos en la norma ISO 4049:2009. Esto resalta la calidad mecánica de ambos materiales para aplicaciones odontológicas.

Recomendaciones

- Se recomienda realizar investigaciones futuras que evalúen la resistencia a la flexión de estos materiales considerando diferentes condiciones experimentales, como la aplicación de cementación en dientes, para obtener datos más representativos del entorno clínico.
- Es fundamental utilizar matrices y métodos de fabricación más precisos que sigan estrictamente las normas ISO, garantizando una mayor uniformidad en las dimensiones y forma de las muestras.
- Evaluar el impacto de parámetros como la velocidad de carga, el ángulo de impresión y los métodos de postcurado sobre la resistencia a la flexión, para entender mejor cómo estos factores pueden influir en los resultados.
- Realizar estudios con una variedad más amplia de marcas y modelos de resinas fotopolimerizables y de PMMA, permitiendo comparaciones más específicas y robustas entre los diferentes materiales disponibles en el mercado.
- Dado el número limitado de artículos relacionados con este tema, se recomienda generar más investigaciones que amplíen el conocimiento sobre la resistencia a la flexión de resinas fotopolimerizables y a base de PMMA, fomentando el desarrollo de estudios de referencia en este campo.
- Considerar el análisis del comportamiento mecánico de estos materiales bajo fuerzas reales durante la masticación, simulando condiciones intraorales para validar su desempeño en contextos clínicos reales.

Contribución de los autores

Alison Belén Mier Jiménez: Concepción y diseño del trabajo; recolección deinformación, redacción del manuscrito, revisión crítica delmanuscrito, aprobación de su versión final.

Pablo Ruben Garrido Villavicencio: revisión crítica del manuscrito, aprobación de su versión-final.

Bibliografía

1. Pantea M, Ciocoiu RC, Greabu M, Ripszky Totan A, Imre M, âncu AMC, et al. Compressive and Flexural Strength of 3D-Printed and Conventional Resins Designated for Interim Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Comparison. Materials. 2022 Apr 23;15(9):3075.
2. Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: A Systematic Review. Bioengineering. 2023 May 31;10(6):663.
3. Acurio-Benavente P, Falcón-Cabrera G, Casas-Apayco L, Montoya Caferatta P, Acurio-Benavente P, Falcón-Cabrera G, et al. Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resinas tipo Bulk fill. Odontología Vital [Internet]. 2017;(27):69–77. Available from: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1659- 07752017000200069&lng=en&nrm=iso&tlng=es
4. Miura S, Fujisawa M, Komine F, Maseki T, Ogawa T, Takebe J, et al. Importance of interim restorations in the molar region. J Oral Sci. 2019;61(2):195–9.
5. Derban P, Negrea R, Rominu M, Marsavina L. Influence of the Printing Angle and Load Direction on Flexure Strength in 3D Printed Materials for Provisional Dental Restorations. Materials. 2021 Jun 18;14(12):3376.
6. Hernández Edith, Flores Julio César, Saavedra Claudia, Pérez José, García Mara. Aplicaciones de la impresión 3d en odontología. Revista Electrónica de PortalesMedicos.com. 2022 Jul 22;XVII:14- 582.
7. Díez-Pascual AM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of-the- Art. Int J Mol Sci. 2022 Sep 7;23(18):10288.
8. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. Polymers (Basel). 2020 Oct 8;12(10):2299.
9. Chung SM, Yap AUJ, Tsai KT, Yap FL. Elastic modulus of resin-based dental restorative materials: A microindentation approach. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005 Feb 15;72B(2):246–53.
10. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV de, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. Braz Oral Res. 2007 Mar;21(1):16–21.
11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003 Mar;31(3):181–8.
12. Khosravani MR, Reinicke T. Fracture and mechanical behavior of 3D-printed dental resin. Procedia Structural Integrity [Internet]. 2023;51:81–7. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2452321623006650
13. Moderno DMD. DM Dentista Moderno - Revista de Actualidad del Sector Dental. Composición de resina líquida curable por radiación, especialmente para estereolitografía de obtención de objetos tridimensionales. Available from: http://www.eldentistamoderno.com/file/view/31637
14. Norambuena N. Estudio comparativo de resistencia a la tracción de resinas imprimibles a través del método de impresión tridimensional "Liquid Crystal Display" (LCD), siguiendo especificaciones de la norma ISO 527-1. [Rehabilitación Oral]. [Chile]: Universidad de Chile; 2022.
15. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521–9.
16. Laboratorio Mexpolimeros. Ensayo de flexion - Polimeros termoplasticos, elastomeros y aditivos. In Mexico;
17. Soto-Montero J, de Castro EF, Romano B de C, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. Dental Materials. 2022 Aug;38(8):1271–82.
18. Kim RJY, Kim DH, Seo DG. Post-polymerization of three-dimensional printing resin using a dental light

curing unit. J Dent Sci. 2024 Apr;19(2):945-51.

19. Casucci A, Verniani G, Barbieri AL, Ricci NM, Ferrari Cagidiaco E, Ferrari M. Flexural Strength Analysis of Different Complete Denture Resin-Based Materials Obtained by Conventional and Digital Manufacturing. Materials (Basel). 2023 Oct 5;16(19).
20. Saini RS, Gurumurthy V, Quadri SA, Bavabeedu SS, Abdelaziz KM, Okshah A, et al. The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis. BMC Oral Health. 2024 Jan 10;24(1):66.
21. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. J Dent. 2021 Dec;115:103856.
22. al-Qarni FD, Gad MM. Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. Materials. 2022 Mar 24;15(7):2410.
23. Digholkar S, Madhav VN V., Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. The Journal of Indian Prosthodontic Society. 2016;16(4):328.

Para referenciar aplique esta cita:
Mier Jiménez AB, Garrido Villavicencio PR. Resistencia flexural de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas a base de PMMA. Estudio In vitro. REV-SEP [Internet]. 30 de enero de 2025; 26(1):31-45. Disponible en: https://rev-sep.ec/index.php/johs/article/view/323