



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

EVALUACIÓN DE LA MICRODUREZA
SUPERFICIAL Y COLOR DE UNA
RESINA PARA IMPRESIÓN 3D DE
LARGA DURACIÓN CON ADITIVO DE
ÓXIDO DE GRAFENO

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA

PAMELA KRISTTEL RIVERA BECERRA

LIMA – PERÚ

2025

ASESOR

MG. LEYLA ANTOINETTE DELGADO COTRINA

CO ASESOR

MG. JOSÉ ALBERTO CASTAÑEDA VÍA

JURADO DE TESIS

DRA. LIDIA YILENG TAY CHU JON

PRESIDENTE

MG. PABLO ARMANDO CHAVEZ ALAYO

VOCAL

MG. HANZ OLIVERA CHACON

SECRETARIO

DEDICATORIA.

A mi madre, Marcela que me inspiró y me enseñó a perseverar y a continuar con
este largo camino como profesional.

A Luis Salas por su constante apoyo, soporte y amor en mis momentos más
difíciles.

AGRADECIMIENTOS.

A mis asesores la Dra. Leyla Delgado y el Dr. José Castañeda, por su orientación
en el desarrollo de trabajo.

De manera especial, a Flor Mancho, por su compañía durante la maestría, y a
Denisse Arenas y Lorena Arenas, por prestar sus instalaciones y equipos, así
como por su contribución en conocimientos de impresión 3D.

FUENTES DE FINANCIAMIENTO.

Tesis Autofinanciada.

DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD

Los egresados:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES
1.	RIVERA BECERRA PAMELA KRISTTEL

Pertenecientes al programa de la **MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA**, autores del trabajo titulado: **EVALUACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL Y COLOR DE UNA RESINA PARA IMPRESIÓN 3D DE LARGA DURACIÓN CON ADITIVO DE ÓXIDO DE GRAFENO**, el cual ha sido elaborado, sustentado y aprobado, según corresponda, para optar por el grado de **MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA** bajo la modalidad de **TESIS**.

En calidad de docentes asesores de la Universidad Peruana Cayetano Heredia:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES DEL DOCENTE	FACULTAD	NIVEL DE ASESORÍA
1.	DELGADO COTRINA LEYLA ANTOINETTE	FAEST	ASESOR
2.	CASTAÑEDA VÍA JOSÉ ALBERTO	FAEST	CO ASESOR

Declaramos que el contenido del presente documento es original y que las citas y referencias a otros autores cumplen con las normas académicas establecidas. En ese sentido, hacemos constar que:

- El documento presenta un porcentaje de similitud de **7%**, según el reporte emitido por el software **Turnitin®** (identificador de entrega: **2992295045**; fecha de entrega: **01-07-2026**).
- Tras una revisión detallada del reporte y del contenido del trabajo en cuestión, no se han identificado indicios de plagio.
- Se certifica que el documento respeta los principios de integridad académica y cumple con los requisitos institucionales de originalidad.

Lugar y fecha: **Lima, 01 de julio de 2026**



Firma del asesor
N° DNI: 10193841
ORCID: 0000-0002-3027-178X



Firma del Co-asesor
N° DNI: 71821060
ORCID: 0000-0002-5199-475X

ÍNDICE

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

RESUMEN

ABSTRACT

I.	INTRODUCCIÓN	1
II.	OBJETIVOS	4
2.1	Objetivo general	4
2.2	Objetivos específicos	4
III.	HIPÓTESIS	5
IV.	MARCO TEÓRICO	6
V.	METODOLOGÍA	30
5.1	Tipo y diseño del estudio	30
5.2	Muestra	30
5.3	Criterios de selección	31
5.4	Variables	31
5.4.1	Variables Dependientes	31
5.4.2	Variable Independiente	31
5.5	Procedimientos y técnicas	32
5.5.1	Elaboración de archivos STL para impresión 3D	32
5.5.2	Adquisición de materiales	32
5.5.3	Elaboración de especímenes	33
5.5.4	Impresión 3D	35
5.5.5	Medición de la microdureza superficial	36
5.5.6	Medición de la alteración de color	37
5.6	Consideraciones éticas	39
5.7	Plan de análisis	39
VI.	RESULTADOS	40
VII.	DISCUSIONES	44
VIII.	CONCLUSIONES	61
IX.	RECOMENDACIONES	62
X.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	63
XI.	ANEXOS	

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

CAD: Computer-Aided Design (Diseño asistido por computadora).

CAM: Computer-Aided Manufacturing (Fabricación asistida por computadora).

DLP: Procesamiento digital de luz

SLA: Estereolitografía

UV: Ultravioleta.

ΔE_{Lab} : Diferencia de color según CIELab.

ΔE_{00} : Diferencia de color según CIEDE2000.

CIELab: Sistema de coordenadas de color de la CIE.

°: Grado (para ángulos).

μm: Micrómetro.

mm: Milímetro.

Kg/mm²: Kilogramo por milímetro cuadrado (unidad usada en microdureza Vickers).

g: Gramo.

mg: Miligramos.

STL: Standard Tessellation Language (formato de archivo 3D)

MSLA: Masked Stereolithography Apparatus (tecnología de impresión 3D mediante estereolitografía enmascarada).

ISO: International Organization for Standardization (Organización Internacional de Normalización).

°C: Grados Celsius.

g/f: Gramos-fuerza (unidad de fuerza utilizada en pruebas de dureza).

HV: Dureza Vickers.

LCD: Liquid Crystal Display (pantalla de cristal líquido utilizada en impresoras 3D).

cP: Centipoise (unidad de viscosidad dinámica).

RESUMEN

Comercialmente existen resinas para impresión 3D que se utilizan como tratamientos de larga duración. Dado sus bajas propiedades mecánicas frente a las resinas convencionales se busca agregar aditivos para un mejor desempeño clínico, como el óxido de grafeno con propiedades fisicoquímicas y mecánicas potenciales, sin tomar en cuenta su coloración oscura. El objetivo de este estudio fue evaluar la microdureza superficial y diferencia de color de la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D de larga duración con aditivo de óxido de grafeno. En esta investigación experimental in vitro, se empleó el polvo de óxido de grafeno en concentraciones 0.01 % y 0.025 % en peso como aditivo a la resina para impresión 3D BioCrown (MakertechLabs, São Paulo, Brasil). Para la evaluación de microdureza se empleó un microdurómetro Vickers LG HV-1000 (Seúl, Corea del Sur) con el cual se analizaron las superficies de cada muestra. Para la variación de color se utilizó un espectrofotómetro comercial (VITA Easyshade®, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) con el que se realizaron las medidas en las superficies de cada muestra. Los datos fueron evaluados estadísticamente mediante el software Jamovi; la normalidad de los datos se evaluó a través de la prueba Shapiro Wilk, y las diferencias de medias con la prueba ANOVA/Tukey. Resultados: Los valores de microdureza entre resinas para impresión 3D con y sin aditivo no presentaron diferencias estadísticamente significativas. A medida que aumenta la concentración del óxido de grafeno, aumentan los valores de diferencia de color. Conclusión: El óxido de grafeno no mejoró la microdureza de las resinas para impresión 3D, además, de presentar una diferencia de color inaceptable.

PALABRAS CLAVES

GRAFITO, IMPRESIÓN 3D, RESINA COMPUESTA, DUREZA, COLOR.

ABSTRACT

Commercially available 3D printing resins are used as long-term treatments. Given their lower mechanical properties compared to conventional resins, additives are sought to improve clinical performance, such as graphene oxide with potential physicochemical and mechanical properties, without considering its darker coloration. The objective of this study was to evaluate the surface microhardness and color difference of the nanohybrid composite resin for long-term 3D printing with a graphene oxide additive. In this in vitro experimental research, graphene oxide powder was used in concentrations of 0.01 % and 0.025 % by weight as an additive to BioCrown 3D printing resin (MakertechLabs, São Paulo, Brazil). A Vickers LG HV-1000 microhardness tester (Seoul, South Korea) was used to evaluate microhardness, analyzing the surfaces of each sample. For color variation, a commercial spectrophotometer (VITA Easyshade®, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) was used to take measurements on the surfaces of each sample. The data were statistically evaluated using Jamovi software; data normality was evaluated using the Shapiro Wilk test, and mean differences were evaluated using the ANOVA/Tukey test. Results: There were no statistically significant differences in microhardness values between 3D printing resins with and without additives. As the concentration of graphene oxide increases, the color difference values increase. Conclusion: Graphene oxide did not improve the microhardness of 3D printing resins and presented an unacceptable color difference.

KEYWORDS

GRAPHITE, 3D PRINTING, COMPOSITE RESINS, HARDNESS, COLOR.

I. INTRODUCCIÓN

A raíz del desarrollo de tecnologías como el diseño asistido por computadora (CAD del inglés) y fabricación asistida por computadora (CAM del inglés) se están implementando equipos y técnicas enmarcados en lo que se conoce como trabajo en flujo digital del inglés digital work Flow, dentro de este grupo de innovaciones, la impresión 3D es una propuesta en odontología para maximizar ciertos procesos que se realizan en el laboratorio dentro de la consulta dental. Los sistemas de fresado requieren de una tecnología que tiene un alto costo, desperdicio de material en el transcurso del procedimiento, desarrollando un desgaste monetario y deterioro ecológico. La evolución de la tecnología, como el procesamiento de luz digital (DLP), y la estereolitografía basada en láser (SLA del inglés), ayudaron a incluir la impresión 3D en la odontología.¹⁻³

Actualmente, el mercado de resinas para impresiones 3D está evolucionando notablemente, siendo empleadas en planificación quirúrgica (guías), prótesis removibles, prótesis fija, provisionales y recientemente en restauraciones de larga duración. Las resinas para impresión 3D de larga duración son nuevas en el mercado y aún existen pocas investigaciones que puedan corroborar la eficacia de estas resinas.⁴ Se han realizado comparaciones entre las resinas para impresión 3D, en donde estas demostraron valores bajos en sus propiedades mecánicas, resaltando la dureza superficial que presentó valores más bajos frente a las resinas termocuradas convencionales.⁵ Por otro lado, dentro de los beneficios de los materiales para impresión 3D se encuentran: porosidad controlada, procesamiento rápido, costo medio o bajo, capacidad de tener un acabado óptimo, precisión y sus propiedades

mecánicas son compatibles con la cavidad bucal.⁶ Un ejemplo de estas nuevas resinas es la Prizma3D BioCrown que, según su laboratorio, es definida como una resina compuesta nanohíbrida de clase II que contiene cerámica silanizada y circonio en su composición, desarrollada para uso a largo plazo y para provisionales, pudiendo ser utilizada para coronas, carillas y puentes.⁷ Es importante resaltar que estas resinas para impresión 3D de larga duración son deficientes con respecto a sus propiedades mecánicas y estéticas en comparación con las resinas compuestas convencionales, recordando que las resinas compuestas convencionales se caracterizan por tener alta resistencia a la flexión, adecuada polimerización, mínima rugosidad, buena adhesión, biocompatibilidad, microdureza superficial y alta estética.^{1,8} En cuanto a la composición, su diferencia radica en la calidad y cantidad de las cargas inorgánicas, las cuales deben ser menores, ya que así se mantiene una viscosidad adecuada para la impresión.⁴

Con la finalidad de mejorar las resinas para impresión 3D, se han empleado aditivos como el óxido de grafeno, forma oxidada del grafeno extraído del grafito y que contiene grupos de oxígeno funcionales, significando que son compatibles con el agua y dispersables; el óxido de grafeno en la odontología entrega una variedad de propiedades fisicoquímicas, biológicas y mecánicas llamativas para los materiales dentales.⁹

Se ha demostrado que agregar grafeno, en concentraciones mínimas de 0.01 % en peso, en las resinas de polimetilmetacrilato, mejora significativamente las propiedades de dureza y rugosidad superficiales. Por otro lado, en las resinas con concentraciones altas como 0.25 % y 0.5 % en peso, se observó una disminución de la dureza superficial, aumentó la rugosidad superficial y la resistencia flexural

se vio afectada.¹⁰ También, han evaluado la adición de nanoplaquetas de grafeno, en porcentajes de 0.0 a 0.25 % en peso, en resina para impresión 3D y obtuvieron que en concentraciones de nanoplaquetas de grafeno de 0.025 % en peso disminuyó la rugosidad, y hubo un aumento del grado de conversión, la resistencia flexural, la resistencia a la fractura, la microdureza superficial, presentó biocompatibilidad, citotoxicidad baja y microbiológicamente hubo una mayor reducción de biofilm con respecto a la *Candida Albicans*.¹¹ Estas investigaciones presentaron las ventajas y desventajas al aplicar grafeno o derivados de este en las resinas, aun así, es importante continuar las investigaciones con respecto a las resinas para impresión 3D de larga duración, ya que aún sus propiedades mecánicas son deficientes ante las resinas convencionales, también es importante evaluar la diferencia de color al incorporar óxido de grafeno. El óxido de grafeno es un derivado del grafito que presenta una pigmentación oscura que, al integrarse en las resinas, puede modificar su coloración y en el ámbito de la prótesis dental resulta indispensable mantener altos estándares estéticos para garantizar la satisfacción y comodidad de los pacientes.¹⁰ Por ello que esta investigación tiene como propósito de estudio saber si el óxido de grafeno, en porcentajes de 0.01 % y 0.025 % en peso, puede mejorar la microdureza superficial y/o puede llegar a modificar el color en la resina compuesta para impresión 3D BioCrown, por lo cual se plantea la pregunta de investigación ¿El óxido de grafeno puede mejorar la microdureza superficial o alterar el color en la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D de trabajos de larga duración?

II. OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Evaluar la microdureza superficial y diferencia de color de la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D de larga duración con aditivo de óxido de grafeno.

2.2 Objetivos específicos

1. Comparar la microdureza superficial de la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D, resina nanohíbrida para impresión 3D con óxido de grafeno 0.01 %, 0.025 % y resina de laboratorio.

2. Comparar la diferencia de color de la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D, resina nanohíbrida para impresión 3D con óxido de grafeno 0.01 % y 0.025 %.

III. HIPÓTESIS

El óxido de grafeno mejora la microdureza superficial y altera el color en la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D de larga duración.

IV. MARCO TEÓRICO

Impresión 3D en odontología

La impresión tridimensional (3D), también conocida como fabricación aditiva, ha transformado numerosos campos de la ciencia aplicada, y la odontología no ha sido la excepción, revolucionando la práctica odontológica en la última década al permitir la fabricación precisa, rápida y personalizada de estructuras dentales mediante procesos digitales. Esta tecnología permite la creación de objetos sólidos capa por capa a partir de un diseño digital, lo que ha revolucionado la manera en que se fabrican dispositivos clínicos, restauraciones, guías quirúrgicas y más. La integración de esta tecnología al flujo de trabajo dental no solo ha optimizado tiempos y costos, sino que ha permitido alcanzar un nivel de personalización sin precedentes, adaptando cada pieza a las características anatómicas específicas de cada paciente.^{12,13}

El proceso de la impresión 3D en odontología se inicia generalmente con la digitalización de la cavidad oral, mediante escáneres intraorales o la conversión digital de modelos de yeso. Esta información se transfiere a un software de diseño CAD, herramienta que permite diseñar en tres dimensiones estructuras dentales ajustadas a las necesidades anatómicas del paciente. Estos programas ofrecen gran versatilidad, permitiendo controlar parámetros como el espesor, la oclusión, los márgenes y la dirección del eje de inserción, optimizando así la funcionalidad del dispositivo. Posteriormente, el diseño es enviado a una impresora 3D que fabrica el objeto utilizando materiales como resinas fotopolimerizable, termoplásticos o cerámicas, dependiendo del tipo de impresora y del uso clínico que se le dará.¹⁴

Existen diversos métodos de impresión 3D utilizados en odontología, entre los cuales destacan:

- Estereolitografía (SLA): usa un láser UV para curar precisa y selectivamente una resina líquida fotopolimerizable.
- Procesamiento digital de luz (DLP): similar a SLA, pero utiliza un proyector de luz para curar capas completas de resina, lo que permite mayor velocidad.
- Estereolitografía enmascarada (MSLA): es una variante de la estereolitografía y combina principios de DLP, utiliza una matriz de LEDs UV junto con una pantalla LCD que enmascara selectivamente la luz, curando capas completas con alta precisión, uniformidad y rapidez.
- Modelado por deposición fundida (FDM): más común en prototipos no clínicos, ya que emplea filamentos termoplásticos.
- PolyJet y otros métodos por inyección: permite imprimir varios materiales a la vez, aunque su uso odontológico aún es limitado.

En el ámbito clínico y de laboratorio, la impresión 3D se ha incorporado progresivamente en procedimientos como la elaboración de modelos de estudio, guías quirúrgicas, férulas oclusales, restauraciones provisionales, placas de bruxismo, bases de prótesis, e incluso estructuras de restauraciones definitivas en algunos casos seleccionados. Uno de los principales atractivos de esta tecnología es su capacidad para reducir tiempos clínicos y de laboratorio, mejorar la precisión de adaptación y facilitar la personalización individual de cada paciente.¹⁵

Van Noort,¹⁶ destaca que la odontología es una de las disciplinas médicas más proclives a adoptar nuevas tecnologías, especialmente aquellas que permiten una

mayor eficiencia clínica y precisión técnica. En este sentido, la impresión 3D ha ganado terreno rápidamente en la práctica dental debido a su capacidad para reducir el tiempo de laboratorio, aumentar la reproducibilidad de los dispositivos y mejorar la comunicación entre el clínico y el técnico dental.

En este contexto, Alharbi *et al.*¹⁵ subrayan que la fabricación aditiva, mediante estereolitografía, ha mejorado procesos como la producción de coronas dentales completas al ofrecer una mayor precisión dimensional y eficiencia en el acabado, en comparación con técnicas tradicionales. Otro estudio directamente relacionado con impresión 3D es el de Myagmar *et al.*¹⁷ evaluaron el desgaste de materiales resinosos impresos y fresados tras simulación de masticación. Sus resultados mostraron que los materiales impresos en 3D presentaban un patrón de desgaste diferente al de los fresados, lo cual tiene implicancias clínicas importantes para restauraciones temporales de uso prolongado.

Del mismo modo, Gul *et al.*¹⁸ realizaron un análisis mecánico de restauraciones dentales impresas en 3D, comparándolas con coronas fresadas mediante CAD/CAM tras simulaciones de masticación y envejecimiento. Además de los ensayos experimentales, validaron sus hallazgos con análisis por elementos finitos, encontrando una fuerte correlación entre ambos enfoques. Los resultados evidencian que el método de fabricación influye directamente en la resistencia al desgaste y en la estabilidad estructural del dispositivo, destacando así la importancia de elegir adecuadamente la técnica según las demandas clínicas de cada caso.

Otro estudio relevante es el de Revilla-León y Özcan¹², quienes analizaron las distintas tecnologías de impresión utilizadas en odontología, destacando que entre

las más utilizadas se encuentran la estereolitografía y el procesamiento digital de luz. Ambas permiten una alta resolución y detalle en los objetos fabricados, características esenciales para la producción de dispositivos que deben encajar con precisión en la cavidad oral. Los autores también enfatizaron que, si bien los materiales y equipos siguen evolucionando, el potencial clínico de estas tecnologías ya ha sido demostrado en múltiples áreas de la práctica odontológica. Estos hallazgos no solo respaldan la efectividad de la impresión 3D, sino que también promueven su uso en áreas donde la precisión es fundamental, como la implantología y la ortodoncia.

Pese a estos avances, existen desafíos importantes que deben abordarse para optimizar el uso de esta tecnología en odontología. Uno de los más relevantes es la variabilidad en las propiedades mecánicas, ópticas y biológicas de los materiales impresos. Muchas de las resinas utilizadas en impresión 3D presentan excelentes características de manipulación y estética inicial, pero tienden a mostrar degradación estructural y cambios de color cuando se utilizan por periodos prolongados en el medio oral. Esto es especialmente preocupante cuando se emplean en restauraciones temporales de uso prolongado, férulas oclusales o guías quirúrgicas que permanecen semanas o incluso meses en boca.^{12,18}

A pesar de sus ventajas, persisten desafíos. Muchos materiales utilizados en impresión 3D presentan limitaciones en cuanto a su durabilidad, estabilidad óptica y resistencia al desgaste en el medio oral. Esto se vuelve especialmente relevante cuando se pretende usar estas resinas en restauraciones temporales de larga duración. En este sentido, Alzahrani *et al.*¹⁹ realizaron una revisión sistemática centrada en las propiedades mecánicas de las resinas provisionales impresas en 3D

para coronas y prótesis fijas, señalando que, aunque estos materiales pueden considerarse clínicamente aceptables, sus características varían considerablemente según el tipo de tecnología, el protocolo de impresión y el postcurado. Esta variabilidad pone en evidencia la necesidad de estandarización y de investigaciones adicionales para garantizar un comportamiento predecible y seguro en el entorno clínico. La variabilidad en los protocolos de curado, el tipo de impresora y la homogeneidad de la resina también pueden afectar significativamente el rendimiento clínico del producto.¹⁷

En países como Perú, donde el acceso a tratamientos odontológicos puede ser discontinuo, la impresión 3D representa una oportunidad estratégica para brindar soluciones inmediatas, personalizadas y económicas. No obstante, es necesario seguir investigando formas de mejorar las propiedades de los materiales, mediante la incorporación de aditivos funcionales, que podrían fortalecer sus propiedades y sin modificar sus características estéticas, como el color, de las restauraciones impresas.

Por todo lo anterior, la impresión 3D no solo ha abierto un nuevo horizonte para la odontología digital, sino que también plantea nuevas interrogantes sobre cómo mejorar los materiales empleados y garantizar su desempeño clínico a largo plazo.

Resinas para impresión 3D

El avance de la impresión 3D en odontología ha ido acompañado del desarrollo de resinas especializadas, adaptadas a las exigencias clínicas actuales. En particular, las resinas fotopolimerizables para impresión 3D de uso prolongado han cobrado relevancia en los últimos años, ya que están diseñadas para conservar estabilidad

mecánica y estética durante períodos extendidos en la cavidad oral. Estas resinas son comúnmente utilizadas en restauraciones temporales, prótesis provisionales, férulas oclusales y otras aplicaciones que demandan durabilidad, precisión y biocompatibilidad.^{12,15}

Desde el punto de vista químico, estas resinas están conformadas por una matriz orgánica compuesta por monómeros de tipo acrilato o metacrilato (como Bis-GMA, UDMA o TEGDMA), rellenos inorgánicos como vidrio o cerámica en distintas proporciones (20–50 % en peso), y un sistema de fotoiniciadores que permiten su polimerización al ser expuestos a luz UV o de longitud de onda específica.²⁰ Esta composición no sólo determina su viscosidad, sino también su comportamiento clínico y compatibilidad con distintas tecnologías de impresión como SLA o DLP.

A diferencia de las resinas destinadas a modelos diagnósticos o guías quirúrgicas de corta duración, las resinas de largo plazo están formuladas para ofrecer una resistencia superior al desgaste, mayor estabilidad térmica y química, y una estética que se mantenga en el tiempo. Según Kessler *et al.*²⁰ estas resinas han sido validadas para restauraciones temporales que pueden permanecer en boca hasta por doce meses, lo que implica soportar de manera constante las fuerzas oclusales, la humedad del medio oral y la acción de agentes pigmentantes como el café o el vino tinto. No obstante, estas resinas no están exentas de limitaciones. Investigaciones como las de Rizzante *et al.*²¹ han demostrado que, a pesar de sus beneficios iniciales, es común observar pérdidas de dureza superficial, cambios de color clínicamente perceptibles y aparición de microgrietas tras periodos prolongados de uso clínico.

En el plano clínico, se espera que las resinas para impresión 3D diseñadas para uso prolongado ofrezcan un buen desempeño frente a los desafíos del entorno bucal, tales como el desgaste mecánico, la absorción de líquidos y la estabilidad cromática. Estas expectativas incluyen una baja porosidad, adecuada estabilidad dimensional y conservación del color a lo largo del tiempo. No obstante, diversos estudios han evidenciado que dichas propiedades pueden verse comprometidas en condiciones simuladas del medio oral. Por ejemplo, Radwan *et al.*²² demostraron que discos de resina provisional impresos con tecnología SLA, tras ser sometidos a inmersión continua durante 12 semanas en soluciones como saliva artificial, café y jugo cítrico, presentaron cambios clínicamente significativos en color y aumentos en la rugosidad superficial. Estas alteraciones fueron más marcadas en las muestras expuestas al café, alcanzando valores de ΔE de hasta 10.35, lo que evidencia una alta susceptibilidad al medio bucal, incluso en materiales formulados para resistir un uso prolongado. Estos hallazgos refuerzan la necesidad de seguir perfeccionando la composición de estas resinas para garantizar su rendimiento clínico en condiciones reales.

Además, Park *et al.*²³ confirmaron mediante estudios *in vitro* que estos materiales presentan buena biocompatibilidad con líneas celulares como fibroblastos, lo que respalda su empleo clínico. Sin embargo, también concluyeron que el comportamiento mecánico y biológico puede variar considerablemente entre marcas comerciales, dependiendo del tipo de fotopolimerización, el porcentaje de relleno y el protocolo de impresión utilizado.

El proceso de postcurado representa otro aspecto crucial en el rendimiento final de las restauraciones. Bayarsaikhan *et al.*²⁴ evidenciaron que el tiempo de curado,

el tipo de luz y la temperatura influyen de forma significativa en la dureza y en el grado de conversión de las resinas. Aunque el postcurado adecuado no compromete la viabilidad celular, sí se ha visto que curados insuficientes pueden reducir considerablemente las propiedades mecánicas, acortando así la vida útil del dispositivo en boca.

La estabilidad de color es una de las preocupaciones más frecuentes en restauraciones provisionales prolongadas. Alfouzan *et al.*²⁵ reportaron que factores como el cepillado mecánico, la exposición a bebidas pigmentantes y el envejecimiento acelerado por inmersión pueden producir alteraciones visibles de color. Anulekha *et al.*²⁶ en una investigación comparativa, señalaron que las restauraciones impresas en 3D aún presentan una mayor susceptibilidad al cambio cromático en comparación con las fabricadas por fresado o métodos convencionales.

Para superar estas limitaciones, diversos estudios han explorado la incorporación de aditivos funcionales que mejoren las propiedades de las resinas sin comprometer su biocompatibilidad. Entre estos, el óxido de grafeno ha captado especial atención.

Propiedades mecánicas: microdureza superficial

La elección adecuada del composite dental en restauraciones está directamente relacionada con el comportamiento mecánico del material bajo las exigencias clínicas. Para lograr restauraciones duraderas y funcionales, es imprescindible considerar propiedades como la resistencia flexural, el módulo de elasticidad, la resistencia compresiva, la resistencia a la tracción y la dureza.²⁷

La evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales restauradores ha sido un enfoque central en la investigación odontológica contemporánea. En particular, la microdureza superficial se considera un parámetro clave para determinar la resistencia de los materiales frente a fuerzas oclusales y agentes abrasivos. Esta propiedad mide la capacidad de una pequeña área del material para resistir la deformación permanente al ser sometida a una carga controlada, sirviendo, así como un indicador indirecto de su resistencia al desgaste, al rayado y a la degradación clínica a largo plazo.²⁸

Aati *et al.*¹¹ incorporaron nanoplaquetas de grafeno funcionalizadas con policarboxilato, en porcentajes de 0.025 %, 0.05 %, 0.1 % y 0.25 % en peso, en una resina para impresión 3D NextDent Denture 3D+ (bases de prótesis), con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas (resistencia, dureza y elasticidad), también probaron inducir actividad microbiana sin fármacos y mantener la biocompatibilidad adecuada.

En el artículo de Ferracane²⁸ se describen avances en la formulación de compuestos de resina que han permitido mejorar su desempeño clínico, especialmente en cuanto a su resistencia mecánica, estabilidad dimensional y durabilidad frente al entorno oral. Aunque no se enfoca exclusivamente en la dureza, el autor aborda propiedades mecánicas como el módulo de elasticidad, la resistencia al desgaste y la estabilidad de la interfaz diente-restauración, todas ellas íntimamente ligadas al concepto de dureza superficial.

La correlación entre la microdureza y otras propiedades como la retención del pulido, la resistencia a la abrasión y la contracción por polimerización, refuerza su utilidad como criterio de evaluación clínica. Este enfoque permite comprender el

comportamiento funcional de los materiales restauradores en condiciones intraorales, donde la exigencia biomecánica es constante.²⁸

Uno de los métodos más utilizados para su medición es el ensayo de microdureza Vickers, el cual consiste en es una técnica estandarizada que emplea un indentador de diamante en forma de pirámide de base cuadrada, el cual aplica una carga determinada sobre la superficie del material, para luego medir el tamaño de la huella producida.²⁹ Esta huella, visible al microscopio, permite calcular un valor numérico que expresa la dureza relativa del material. Kim *et al.*³⁰ señalan que esta metodología es especialmente adecuada para la evaluación de materiales odontológicos restauradores, ya que permite obtener datos precisos sobre la dureza en zonas localizadas, incluyendo superficies expuestas al medio oral y áreas internas de restauraciones. En su estudio, los autores utilizaron el ensayo Vickers para comparar diferentes tipos de resinas compuestas y determinar cómo factores como el tipo de curado y la profundidad de la restauración influyen en la dureza superficial. Además, destacan que la microdureza medida con esta técnica puede correlacionarse de forma indirecta con propiedades clínicas importantes, como la resistencia al desgaste, el comportamiento ante fuerzas oclusales y la longevidad del material en cavidad oral.

A diferencia de otros métodos, la prueba de Vickers ofrece mayor versatilidad en materiales blandos o con bajo espesor, y sus resultados pueden ser comparados de forma directa con estudios previos que evalúan la influencia de nanomateriales como el óxido de grafeno en matrices resinosas. Por estas razones, la microdureza Vickers representa una técnica confiable y adecuada para evaluar modificaciones en las propiedades mecánicas de materiales dentales innovadores. Esta elección

metodológica es respaldada por la literatura científica reciente, como lo señalan Değirmenci *et al.*³¹ quienes investigaron el efecto del precalentamiento en la microdureza Vickers y la profundidad de curado de resinas compuestas bulk-fill, destacando la utilidad de este método para detectar variaciones en las propiedades mecánicas de los materiales dentales.

La microdureza de una resina no depende únicamente de su composición, sino también de varios factores físicos y técnicos relacionados con su procesamiento. Uno de ellos es la composición de la matriz orgánica, ya que los monómeros como Bis-GMA, UDMA o TEGDMA presentan distinta rigidez y densidad de reticulación al ser fotopolimerizados. Además, el tipo y la cantidad de relleno inorgánico añadido, como sílice, vidrio o cerámica, puede aumentar significativamente la dureza superficial del material. En este sentido, Ferracane²⁸ señala que una mayor proporción de partículas de relleno bien dispersas genera un mejor rendimiento mecánico, incluyendo mayor resistencia al desgaste.

Por otro lado, en materiales elaborados mediante impresión 3D, existen factores adicionales que influyen en la microdureza, como la orientación de impresión, el tiempo y tipo de curado postimpresión, y la exposición a condiciones clínicas simuladas.

Soto-Montero *et al.*¹ evaluaron resinas impresas con diferentes tiempos de postcurado, confirmando que la microdureza superficial se incrementa significativamente con tiempos de curado más prolongados, lo cual demuestra la sensibilidad del método Vickers frente a variaciones en el procesamiento.

En la misma línea, Queiroz *et al.*³² analizaron el efecto del ángulo de impresión sobre la microdureza, resistencia a la flexión y rugosidad superficial de una resina

provisional impresa con tecnología MSLA. Las muestras fueron impresas en tres orientaciones distintas (0 °, 45 ° y 90 °), y si bien no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores de microdureza entre los grupos, el grupo impreso a 45 ° mostró valores estables y comparables a los de 0 ° y 90 °, lo que respalda su viabilidad técnica. Además, el ángulo de 45 ° se asoció con una resistencia flexural intermedia y una mayor rugosidad superficial, pero sin comprometer las propiedades mecánicas esenciales de la restauración.

Asimismo, se ha evidenciado que la presencia de humedad, el almacenamiento prolongado en medios acuosos y los ciclos térmicos a los que se expone una restauración en boca pueden disminuir progresivamente la microdureza de las resinas dentales con el paso del tiempo. AlRumaih y Gad³³ estudiaron el efecto del espesor de capa y el tiempo de pospolimerización sobre las propiedades mecánicas de resinas impresas en 3D, observando que una polimerización adecuada es fundamental para alcanzar valores óptimos de dureza superficial. Aunque su estudio no evaluó directamente el envejecimiento por humedad, sus hallazgos respaldan la importancia de optimizar el postcurado para evitar la lixiviación de componentes no reactivos que podrían comprometer la integridad del material.

Complementariamente, Bento *et al.*³⁴ llevaron a cabo una evaluación comparativa de las propiedades mecánicas de resinas acrílicas procesadas mediante diferentes métodos convencionales, como fresado CAD/CAM y tecnología de impresión 3D, sometidas a protocolos de envejecimiento térmico acelerado mediante termociclado en condiciones controladas. Los resultados evidenciaron que, en el caso de las resinas para impresión 3D, la exposición prolongada a ciclos térmicos, equivalentes a hasta 24 meses de envejecimiento clínico, produjo una

disminución significativa en la microdureza superficial. Esta reducción se asoció con la baja conversión de monómero característica del proceso de fotopolimerización sin calor, lo cual incrementa la presencia de monómeros residuales y reduce la densidad estructural del material, haciéndolo más susceptible al desgaste, pigmentación y retención de biofilm bacteriano.

Además, Gad *et al.*³⁵ en un estudio recientemente, analizaron la precisión dimensional y estabilidad del color de bases de prótesis fabricadas mediante fresado CAD/CAM y tecnología de impresión 3D tras someterlas a 5000 ciclos de termociclado. Aunque el enfoque principal fue la adaptación y color, los resultados revelaron que las resinas impresas mostraron una menor estabilidad dimensional y mayor cambio de color comparadas con las fresadas, lo cual sugiere una mayor vulnerabilidad ante el envejecimiento térmico, comportamiento que típicamente se acompaña de disminución de microdureza en condiciones similares. Estos hallazgos resaltan indirectamente la posibilidad de que las propiedades superficiales, incluida la dureza, pueden verse comprometidas con el envejecimiento térmico en materiales impresos.

Frente a estas limitaciones, se ha promovido la incorporación de aditivos funcionales que mejoren la estabilidad estructural sin afectar la biocompatibilidad ni las propiedades ópticas de los materiales. Entre los más prometedores se encuentran los derivados del grafeno, como el óxido de grafeno, cuya estructura laminar, alto módulo elástico y elevada superficie específica permiten reforzar las matrices poliméricas en niveles nanométricos. Velo *et al.*³⁶ demostraron que la adición de óxido de grafeno combinado con montmorillonita en sistemas híbridos produce un aumento significativo de la dureza y la resistencia a la flexión,

destacando que una dispersión homogénea del nanomaterial es clave para lograr una mejora efectiva de las propiedades mecánicas. Estos hallazgos sugieren que incluso pequeñas cantidades de aditivos nanométricos pueden inducir cambios estructurales significativos en el comportamiento clínico del material.

Asimismo, el uso de nanopartículas inorgánicas como el dióxido de titanio ha sido evaluado en combinación con resinas acrílicas de base protésica. Ahmed *et al.*³⁷ investigaron el efecto de la incorporación de TiO₂ en concentraciones crecientes sobre las propiedades mecánicas de resinas termopolimerizables, concluyendo que la microdureza aumentaba significativamente con la adición del nanocomponente, aunque advirtieron una ligera disminución en la resistencia a la fractura, lo que sugiere la necesidad de optimizar el balance entre rigidez y tenacidad en la formulación del material. Estas evidencias refuerzan la utilidad de los nanoaditivos como estrategia para mejorar el rendimiento clínico de resinas destinadas a restauraciones o prótesis de uso prolongado.

En este contexto, la técnica de microdureza Vickers se mantiene como uno de los métodos más confiables y utilizados en la caracterización de superficies restauradoras. Esta técnica permite no solo cuantificar la resistencia superficial frente a cargas puntuales, sino también comparar los efectos de diferentes condiciones de procesamiento, composición química y modificaciones inducidas por agentes externos. De hecho, su sensibilidad ha demostrado ser eficaz incluso para detectar alteraciones microestructurales inducidas por aditivos a escala nanométrica. Gracias a estas características, la prueba Vickers resulta particularmente útil en la evaluación de resinas fotopolimerizables elaboradas mediante impresión 3D, las cuales presentan una arquitectura en capas que puede

generar una distribución no homogénea de propiedades mecánicas entre la superficie y el núcleo del material. Además, su aplicación permite diferenciar con precisión entre las superficies que han recibido distintos tratamientos de curado, como la cara superior e inferior del objeto impreso, lo que resulta esencial en estudios destinados a mejorar la calidad y durabilidad de dispositivos fabricados digitalmente.

Propiedades ópticas: color en resinas

La apariencia estética es un componente esencial en odontología restauradora, especialmente en materiales destinados a rehabilitaciones temporales de larga duración. Resulta fundamental evaluar la estabilidad del color, ya que cualquier variación perceptible no solo compromete la estética, sino también la confianza del paciente y puede incrementar la necesidad de reemplazos anticipados, afectando la eficacia clínica y económica del tratamiento.^{38,39}

En términos generales, el color de un material dental se puede analizar mediante el sistema CIELab, creado por la Comisión Internacional de Iluminación (CIE del inglés), que define el color en un espacio tridimensional compuesto principalmente por:

- L* (luminosidad, de 0 = negro a 100 = blanco),
- a* (eje verde-rojo),
- b* (eje azul-amarillo).

A partir de estos valores, se determinan las diferencias de color antes y después de una intervención o envejecimiento, utilizando fórmulas como el tradicional

ΔE_{Lab} o el más preciso ΔE_{00} , este último incorporando factores de perceptibilidad visual humana.^{40,41}

En el campo odontológico, se han definido umbrales clínicos ampliamente reconocidos. Según Paravina *et al.*³⁸ para el sistema ΔE_{00} , valores superiores a 1.8 son perceptibles al ojo humano, mientras que los mayores a 2.25 son considerados clínicamente inaceptables, lo que permite evaluar objetivamente la estabilidad cromática de las restauraciones bajo la exposición a agentes externos como alimentos altamente pigmentantes, fricción por cepillado, exposición continua a la saliva o ciclos térmicos cotidianos. Cabe destacar que, en investigaciones más recientes, Paravina *et al.*³⁹ reafirmaron estos umbrales clínicos de percepción y aceptabilidad del color, validando su aplicación mediante ensayos visuales con observadores calibrados y simulaciones clínicas más estrictas. En este estudio, se enfatizó la utilidad del sistema ΔE_{00} como el más adecuado para interpretar la diferencia de color desde la perspectiva del paciente, al presentar mejor correlación con la percepción humana en comparación con métricas anteriores como ΔE_{Lab} . Además, se discutió la necesidad de contextualizar los valores umbral según el tipo de restauración, el área intervenida y la expectativa estética del paciente, lo que refuerza la importancia de considerar tanto la evaluación instrumental como los factores perceptuales individuales en el análisis de estabilidad cromática.

Diferentes estudios han aplicado estas medidas para examinar la estabilidad del color en materiales fotopolimerizables utilizados en odontología restauradora. En este contexto, Pérez *et al.*⁴² realizaron una investigación exhaustiva en la que evaluaron el comportamiento óptico y la estabilidad del color de resinas fotopolimerizables impresas en 3D, fabricadas mediante tecnologías SLA y DLP,

sometidas a un protocolo de envejecimiento térmico acelerado que simula condiciones clínicas prolongadas. Los resultados mostraron que, tras el proceso de envejecimiento, todas las muestras presentaron valores de ΔE_{00} por encima del umbral clínicamente aceptable, independientemente de la orientación de impresión o del tipo de tecnología empleada. Este hallazgo evidencia una significativa susceptibilidad de estos materiales a los cambios cromáticos inducidos por el envejecimiento, destacando la relevancia de la composición química de la resina, la estructura en capas propia de la impresión 3D y la posible acumulación de monómeros residuales como factores determinantes en su desempeño estético a largo plazo. Asimismo, los autores complementaron su análisis con parámetros espectrofotométricos como la reflectancia (R %), la transmitancia (T %), y el índice de refracción relativo (RI), concluyendo que el envejecimiento afecta no solo el color perceptible sino también otras propiedades ópticas fundamentales del material, tales como la translucidez y la opacidad, lo cual compromete la estabilidad estética general del dispositivo restaurador.

Profundizando en esta línea, Lee *et al.*⁴³ investigaron la influencia de parámetros de impresión 3D, como el grosor de capa y la orientación de impresión, en la estabilidad de color de resinas provisionales impresas mediante tecnología DLP. Los autores sumergieron discos de resina en soluciones de café, vino tinto y agua destilada por 30 días, observando variaciones significativas en ΔE_{00} según la configuración de impresión. En particular, las muestras impresas con orientación de 0 ° y grosor de capa de 100 μm presentaron menores cambios de color, sugiriendo una mejor resistencia al manchado. Este comportamiento se atribuye a una menor exposición de poros superficiales y mejor polimerización inicial, lo que

reduce la absorción de pigmentos. Además, las condiciones de post-curado y el diseño geométrico de impresión fueron claves para minimizar los efectos de pigmentación en medios cromógenos como el café y el vino, reforzando la importancia de ajustar estos parámetros para mantener la estética clínica de las restauraciones temporales.

En el mismo sentido, Mahran *et al.*⁴⁴ compararon una resina provisional nanohíbrida fresada contra su equivalente impresa en 3D, los resultados mostraron que, las resinas nanohíbridas fresadas exhibieron mejor retención del color que sus equivalentes impresos en 3D, tras un protocolo de envejecimiento simulado mediante termociclado. No obstante, ambas presentaron valores de ΔE_{00} superiores al umbral de aceptabilidad clínica (1.8), sin diferencias estadísticamente significativas entre ellas. Estos resultados sugieren que, mediante protocolos adecuados de procesamiento y curado, las resinas impresas podrían alcanzar niveles estéticos clínicamente aceptables para su uso tanto en restauraciones temporales como de larga duración.

Un dato complementario lo aportó Al-Ameri *et al.*⁴⁵ quienes evaluaron bases de prótesis impresas en 3D y compararon su color estabilidad con resinas convencionales termo-polimerizadas tras 10 000 ciclos de envejecimiento térmico; hallaron que las bases impresas mostraron valores medios de $\Delta E \approx 2.3$, mientras que las convencionales llegaron a ≈ 4.7 , lo que confirma que los materiales impresos tienen buena estabilidad visual en condiciones simuladas de uso clínico cuando se optimizan los factores de impresión y curado.

La incorporación de nanomateriales como el óxido de grafeno en resinas dentales ha despertado un creciente interés por su capacidad para mejorar

determinadas propiedades mecánicas. Sin embargo, cuando se evalúa su impacto sobre el color, los resultados no son concluyentes y, en muchos casos, señalan una afectación negativa del comportamiento óptico del material, siendo este, una posible desventaja para la estética.

En un estudio experimental desarrollado por Fathy *et al.*⁴⁶ se incorporaron nanopartículas de óxido de grafeno a un compuesto de resina nano-rellena en concentraciones de 0.05 % y 0.2 % en peso, dispersadas en diferentes espesores del material. Se evaluó el comportamiento óptico mediante espectrofotometría, revelando que el grupo con óxido de grafeno distribuidos únicamente en el milímetro inferior y en baja concentración presentó una variación de color no perceptible clínicamente ($\Delta E \leq 3.3$). En cambio, el aumento progresivo en la concentración y grosor del material cargado con óxido de grafeno provocó una alteración significativa en la luminosidad y tonalidad, atribuida principalmente a la coloración inherente del nanomaterial y su interacción con la matriz polimérica. Los autores concluyen que, si bien las nanopartículas de óxido de grafeno ofrecen beneficios mecánicos y antibacterianos, su incorporación debe controlarse cuidadosamente para preservar la estética en restauraciones clínicas que exigen alta estabilidad cromática.

En este mismo contexto, Banode *et al.*⁴⁷ llevaron a cabo un estudio comparativo entre distintos tipos de resinas provisionales de PMMA, incluyendo formulaciones autopolimerizadas, termopolimerizadas y aquellas reforzadas con grafeno, con el objetivo de evaluar su estabilidad cromática ante agentes pigmentantes como el té y el sambhar. Los resultados demostraron que, aunque el PMMA reforzado con grafeno presentó una ligera mejora en la resistencia al cambio de color frente al

PMMA autopolimerizado, este aún mostró alteraciones perceptibles ($\Delta E > 3.3$) tras periodos prolongados de inmersión. El estudio también destacó que la resina termopolimerizada conservó una mayor estabilidad cromática en comparación con los otros grupos. Estas observaciones sugieren que, si bien el grafeno puede aportar beneficios mecánicos, su incorporación no garantiza la conservación óptica de las propiedades estéticas del material en restauraciones visibles.

Asimismo, Ziaei *et al.*⁴⁸ incorporaron tanto óxido de zinc como óxido de grafeno en resinas compuestas de tipo flowable, evaluando su abrasión, microdureza y translucidez. Sus resultados mostraron que la adición de óxido de grafeno generó una disminución notable de la translucidez y un aumento en la opacidad, asociado con cambios perceptibles de color tras exposición a luz UV. Aunque este estudio no empleó resina 3D, su revelación de pérdidas significativas en las propiedades ópticas del óxido de grafeno aplicado en matrices resinosas confirma que también puede comprometer la estética.

Una investigación reciente, Moldovan *et al.*⁴⁹ evaluaron nuevos composites basados en óxido de grafeno y diferentes hidroxiapatitas (HA-SiO₂ o HA-ZrO₂) expuestos a agentes pigmentantes como café y vino tinto durante 30 días. A pesar de una buena cohesión estructural y biocompatibilidad, los autores encontraron variaciones significativas en los valores de ΔE , dependientes del tipo de nanorrelleno y la abrasividad del medio. El estudio concluye que dichos composites exhibieron diferencias de color visibles, derivadas tanto de la interacción del óxido de grafeno con los ambientes pigmentantes como de la rugosidad superficial inducida por los nano-fille.

En conjunto, estas investigaciones coinciden en que el óxido de grafeno, si bien puede aportar beneficios en términos de resistencia o durabilidad, no cumple con una función estabilizadora del color. Por el contrario, su inclusión en matrices resinosas puede inducir cambios significativos en la percepción cromática del material, particularmente en aplicaciones como las resinas impresas en 3D, donde el control del color y la translucidez es fundamental para el éxito clínico.

En este contexto, la evaluación de ΔE con herramientas como espectrofotometría en espacio CIELab se convierte en una herramienta clave para juzgar la viabilidad clínica de nuevas formulaciones de resinas impresas. Estas evaluaciones permiten determinar si los tratamientos propuestos con nanoaditivos, diferentes protocolos de curado o distintas arquitecturas de impresión pueden mantener la colorimetría dentro de los umbrales perceptibles y aceptables a largo plazo.

Óxido de grafeno como aditivo innovador en materiales odontológicos

El óxido de grafeno es una forma funcionalizada del grafeno que presenta una estructura laminar bidimensional con grupos oxigenados, como epóxidos, hidroxilos y carboxilos, los cuales aumentan su reactividad, favorecen su dispersión en matrices poliméricas y mejoran su compatibilidad con medios acuosos. Estas propiedades, junto con su elevada relación superficie/volumen, lo convierten en un aditivo eficaz para reforzar mecánicamente materiales dentales, incluidos los fotopolímeros empleados en impresión 3D, mejorando su integridad estructural sin comprometer la procesabilidad del material.^{50,51}

Sahm *et al.*⁵¹ llevaron a cabo una revisión sistemática sobre el refuerzo de polímeros dentales mediante la incorporación de nanopartículas de grafeno y óxido de grafeno. Este análisis incluyó estudios realizados con resinas de PMMA, PEEK, y mostró que incluso concentraciones bajas de óxido de grafeno (0.01 – 0.75 % en peso) pueden inducir mejoras considerables en parámetros como el módulo de elasticidad, la resistencia al desgaste y la microdureza. En particular, se observó que los sistemas con óxido de grafeno bien disperso, mediante técnicas como ultrasonido de alta frecuencia o funcionalización previa del material, presentaron mejoras en la dureza superficial de hasta 25 % respecto a los controles sin refuerzo. Estas mejoras fueron más notorias en contextos de impresión 3D, donde las muestras reforzadas mostraron mayor cohesión entre capas, una mejor distribución del estrés aplicado y una menor presencia de defectos internos visibles al análisis microscópico.

Por su parte, Velo *et al.*³⁶ realizaron un estudio experimental en el que evaluaron una resina híbrida compuesta por una matriz fotopolimerizable y un sistema doble de refuerzo: óxido de grafeno y montmorillonita. Esta combinación tenía como objetivo potenciar simultáneamente la resistencia mecánica y la bioactividad del material. Los autores demostraron que, tras la adición del óxido de grafeno, el compuesto obtenía un incremento significativo tanto en la microdureza como en la flexibilidad, lo que se traducía en un comportamiento más resistente a la fractura bajo carga funcional. En este estudio, el uso de ultrasonido fue clave para lograr una dispersión homogénea del óxido de grafeno dentro de la matriz, lo que evitó la formación de zonas de concentración desigual que pudieran generar puntos débiles en la estructura.

La morfología laminar del óxido de grafeno permite una transferencia eficiente del esfuerzo entre la matriz y las nanopartículas reforzantes, siempre que la dispersión sea adecuada. Esto ha sido reportado como un factor decisivo por ambos autores. En condiciones de dispersión deficiente, el óxido de grafeno tiende a agregarse debido a fuerzas de Van der Waals, generando inclusiones o burbujas que disminuyen las propiedades mecánicas en lugar de mejorarlas. Por esta razón, la calidad de la mezcla inicial y los protocolos de procesamiento son variables críticas para considerar. Ambos estudios destacan que el uso de métodos de mezcla mecánica por agitación prolongada, junto con ultrasonido o el empleo de surfactantes, incrementa la compatibilidad del óxido de grafeno con el polímero base y permite un refuerzo efectivo sin alterar significativamente la manipulación del material.^{36,50,51}

Estas mejoras son especialmente valiosas en el contexto de la odontología restauradora y protésica digital, donde la integridad estructural del material determina el éxito clínico. La posibilidad de reforzar resinas impresas en 3D mediante pequeñas cantidades de óxido de grafeno sin comprometer su fluidez, curado o adaptación dimensional amplía su aplicabilidad clínica en restauraciones provisionales, guías quirúrgicas y estructuras protésicas. Además, el refuerzo con óxido de grafeno puede reducir la necesidad de cargas inorgánicas tradicionales, disminuyendo la fragilidad del material y facilitando un acabado superficial más uniforme.

En conjunto, estos estudios ofrecen evidencia consistente sobre el potencial del óxido de grafeno como aditivo de refuerzo en resinas odontológicas. Las mejoras observadas en microdureza, elasticidad y resistencia al desgaste, junto con el

mantenimiento de la fluidez del polímero, convierten al óxido de grafeno en un componente altamente funcional en la formulación de nuevos materiales para impresión 3D. Esto resulta particularmente relevante en investigaciones como la presente, donde se evalúan concentraciones bajas de óxido de grafeno con el objetivo de mejorar propiedades mecánicas sin afectar negativamente la estética ni la biocompatibilidad del producto final.

V. METODOLOGÍA

5.1 Tipo y diseño del estudio

El diseño del estudio es experimental *in vitro*.

5.2 Muestra

Para la confección de muestras se emplearon la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D para tratamientos protésicos de largo plazo Prizma BioCrown (MakertechLabs, São Paulo, Brasil) y resina compuesta de laboratorio Ceramage (Shofu Inc., Kioto, Japón). Para evaluar la microdureza superficial y medir la diferencia de color: se confeccionaron discos de 7 mm de diámetro y 2 mm de altura; los discos de las muestras de la resina compuesta de laboratorio Ceramage (Shofu Inc., Kioto, Japón) fueron de 7 mm de diámetro por 2 mm de altura.

Para determinar el tamaño muestral se realizó un estudio piloto, y el cálculo se realizó con el programa Epidat 4.2. Se consideró un nivel de confianza de 95 % (0.05) y una potencia del 80 %. Para garantizar un diseño experimental robusto, se estableció un tamaño de 10 muestras por cada grupo experimental, obteniendo un total de 40 muestras. (ANEXO 2)

Los grupos experimentales serán:

- RESINA 3D + 0.01 %: BioCrown con óxido de grafeno al 0.01 % en peso (n=10).
- RESINA 3D + 0.025 %: BioCrown con óxido de grafeno al 0.025 % en peso (n=10).
- RESINA 3D: Resina BioCrown (n=10).
- RESINA DE LABORATORIO: Resina Ceramage (n=10).

5.3 Criterios de selección

Discos libres de burbujas, rugosidades en la superficie y que cumplan las medidas establecidas.

5.4 Variables

5.4.1 Variables Dependientes

Microdureza superficial: es la deformación plástica de una superficie sometida a una fuerza. Operacionalmente es la resistencia a la deformación de la superficie de una resina a base de zirconio fabricada mediante impresión 3D. Los valores de dureza serán generados en el microdurómetro de Vickers (kg/mm^2). Es una variable cuantitativa, de razón.

Color: manifestación visual de la interacción entre la luz y la materia, que percibimos a través de nuestros sentidos como una gama de tonos y matices que nos permiten distinguir la diversidad del mundo que nos rodea. Operacionalmente, es la variación de color en la superficie de la resina para impresión 3D obtenida después de la aplicación de óxido de grafeno al 0.01 % y 0.025 % en peso. Se utilizará el espectrofotómetro Vita Easys shade y se analizará mediante la escala CIELab (ΔE_{Lab}) y CIEDE2000 (ΔE_{00}). Esta variable es cuantitativa, de razón, y sus valores son L^* que significa la luminosidad, a^* que es la coordenada para rojo-verde y b^* que es la coordenada para amarillo-azul.

5.4.2 Variable Independiente

Resina: material compuesto de polímeros y partículas de relleno utilizado en diversas aplicaciones para proporcionar propiedades físico-mecánicas, químicas, biocompatibilidad, etc. Operacionalmente, BioCrown es una resina compuesta

nanohíbrida de clase II para impresión 3D, desarrollada para uso en tratamientos de largo plazo, como coronas, puentes, entre otros. Los grupos en donde será incluida son: BioCrown con óxido de grafeno al 0.01 % en peso (RESINA 3D + 0.01 %), BioCrown con óxido de grafeno al 0.025 % en peso (RESINA 3D + 0.025 %) y como grupo control BioCrown sin aditivo (RESINA 3D). Con respecto a la resina Ceramage, es un cerómero con micro rellenos de silicato de zirconio que presenta excelentes propiedades y características, indicado para tratamientos de largo plazo como: coronas, carillas, puentes, inlays, onlays, entre otros; esta resina será el grupo control (RESINA DE LABORATORIO) de la microdureza superficial. La variable resina es cualitativa, nominal.

5.5 Procedimientos y técnicas

5.5.2 Elaboración de archivos STL para impresión 3D

Las muestras fueron diseñadas en un software CAD de acceso libre (FreeCad V.0.21.2). Se diseñaron dos grupos de muestras: un grupo con discos de 7 mm de diámetro y 2 mm de altura para medir la microdureza superficial y la diferencia de color, y un grupo con discos de 7 mm de diámetro y 2 mm de altura para el grupo control de resina compuesta de laboratorio; los diseños CAD se guardaron como archivos con extensión STL y se exportaron al software de impresión 3D Chitubox Basic v2.1.0 (ChituSystems, Shenzhen, China) para realizar cortes y modificaciones necesarias; los soportes de las muestras se diseñaron a una altura de 5 mm con respecto a la platina, con una angulación de 45 °.^{52,53}

5.5.3 Adquisición de materiales

El óxido de grafeno que se utilizó fue en polvo de 15 a 20 capas de dimensiones laterales con bordes oxidados de 4 a 10 %, fue adquirido de una proveedora de

productos para investigación, desarrollo farmacéutico y biofarmacéutico (Sigma-Aldrich®, Misuri, USA).

La resina para impresión 3D Prizma Bio Crown (MakertechLabs, São Paulo, Brasil) en color A2 de 250 g, fue adquirida a través de su distribuidora local (Krear3D, Lima, Perú).⁷

La resina Ceramage (Shofu Inc., Kioto, Japón) que se utilizó como grupo control en la medición de la microdureza superficial fue adquirida en una distribuidora de materiales dentales (DentalLab, Lima, Perú) en el color A2B.¹⁰

5.5.4 Elaboración de especímenes

La cantidad de polvo de óxido de grafeno se determinó en función del peso de la resina para impresión 3D Biocrown, considerando las proporciones en peso de 0.01 % y 0.025 %. El pesaje se realizó con precisión en una balanza analítica Practum313-1S (Sartorius Lab Instruments GmbH, Gotinga, Alemania), para ello, se taró un vaso previamente rotulado según el grupo experimental y se incorporó la resina correspondiente. En el grupo RESINA 3D + 0.01 %, se pesaron 50.6748 g de resina, mientras que en el grupo de RESINA 3D + 0.025 %, se pesaron 52.8505 g.

Para la medición del polvo del óxido de grafeno, se taró un fragmento cuadrado de papel aluminio, sobre el cual se adicionó el material utilizando una cucharilla. En el grupo con 0.01 % en peso se utilizó 5.1 mg y en el grupo con 0.025 % en peso se empleó 13.2 mg de óxido de grafeno; posteriormente, se procedió con la integración del aditivo en la resina correspondiente a cada grupo. Inicialmente, la mezcla se realizó de forma manual con ayuda de una cucharilla por 5 minutos;

seguidamente los vasos que contenían las mezclas de cada grupo se sometieron a un baño ultrasónico durante 2 horas y 30 minutos, con el propósito de asegurar la homogeneidad y dispersión, este proceso se realizó en un cuarto aislado en total oscuridad para procurar que no se infiltre luz e interfiera con el proceso de mezcla. Las mezclas de resina con los porcentajes correspondientes de óxido de grafeno (0.01 % y 0.025 % de peso) se pasaron a la bandeja de la impresora 3D. Los archivos STL, diseñados previamente, se enviaron a la impresora 3D, mediante un USB, para comenzar con la fase de impresión de muestras.⁵³

Para la elaboración de las muestras del grupo control para microdureza con la resina Ceramage, se colocó una platina de vidrio sobre la mesa, seguido a esto se colocó un pedazo de cinta celuloide, que evitó que la resina se adhiriera a la platina, en donde se ubicó la matriz metálica prediseñada (7 mm de diámetro y 2 mm de altura) con una porción de resina de laboratorio Ceramage en su interior; luego, sobre la matriz se colocó otro pedazo de cinta celuloide seguido de otra platina de vidrio y una pesa de 1 kg por 30 segundos, esto para obtener una superficie lisa sin burbujas o imperfecciones, después retiramos la pesa junto a la platina de vidrio y se procedió a fotopolimerizar las muestras por la superficie superior con una lámpara LED VALO Grand (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) por 60 segundos para luego desmontar la matriz metálica y retirar la muestra;^{54–56} se marcó la superficie inferior con un plumón negro de cada muestra, luego estas fueron pulidas con papel de carburo de silicato con un tamaño de grano 1000 a 2000 por 30 segundos y seguidamente se midieron utilizando un calibrador digital de acero 6" (Ubermann, China). Por último, las muestras fueron almacenadas en papel aluminio a 37 °C durante 24 horas.^{57,58}

5.5.5 Impresión 3D

Previamente a la impresión de los especímenes, se realizó la calibración automática de la impresora 3D de tipo MSLA, Elegoo Mars 5 Ultra 9K (ELEGOO, Guangdong, China). Al encender el equipo, este ejecutó un autotest seguido de un mecanismo de nivelación automática mediante un sensor mecánico inteligente que detecta la posición óptima entre la plataforma de construcción y la pantalla LCD para ajustar automáticamente el offset, que es la altura exacta en la que la plataforma debe quedar para empezar a imprimir correctamente.

Para la calibración de la resina para impresión 3D Prizma Bio Crown (MakertechLabs, São Paulo, Brasil) se utilizó un calibrador estandarizado suministrado por la página web de Markertech Labs, compuesto por una pieza con cinco orificios numerados y un pino hexagonal de 6 mm, diseñado para verificar la precisión dimensional del material. El archivo del calibrador fue procesado utilizando los parámetros indicados por el fabricante de la resina: altura de capa de 0.05 mm, 8 capas base, un tiempo de exposición de 4.5 segundos y un tiempo de exposición base de 40 segundos. El archivo se transfirió a la impresora por medio de un dispositivo USB, iniciándose la impresión del calibrador con la resina previamente preparada. La pieza resultante fue lavada en alcohol isopropílico y posteriormente sometida a postcurado antes de verificar los encajes, siguiendo las recomendaciones técnicas del fabricante. Esta calibración permite ajustar con precisión el tiempo de curado según la densidad y propiedades específicas de la resina utilizada y asegurar una polimerización adecuada entre capas.⁵⁹ (ANEXO 4)

Tras el proceso adecuado de calibración de la impresora y la resina se continuo con la impresión de las muestras de los grupos de estudio con los mismo parámetros

utilizados y recomendados por el fabricante de la resina. Las muestras fueron lavadas con alcohol isopropílico de 90 % por 5 minutos en movimiento para eliminar la resina no polimerizada, según las instrucciones de uso sugeridas del fabricante. Posteriormente, se realizó el proceso de polimerización durante 10 minutos. Las muestras se desmoldaron cuidadosamente del soporte, fueron pulidas con papel de carburo de silicato con un tamaño de grano 1000 a 2000 por 30 segundos y seguidamente se midieron utilizando un calibrador digital de acero 6" (Ubermann, China) para verificar que estén dentro de los parámetros dimensionales de la norma ISO 20795-1. Finalmente fueron marcadas con un plumón negro en la base de cada muestra y almacenadas en papel aluminio a 37 °C durante 24 horas, siguiendo la misma normativa anterior.^{11,53}

5.5.6 Medición de la microdureza superficial

Los grupos de muestras fueron llevados al laboratorio High Technology Laboratory (HTL) ubicado en Lima - Perú, en donde se realizó el ensayo de microdureza de Vickers con un microdurómetro LG HV - 1000 (Seúl, Corea del Sur), el laboratorio HTL indicó que la última calibración realizada al microdurómetro fue el 14 de enero del 2024. Este microdurómetro cuenta con un indentador de diamante en forma de pirámide, y las muestras serán colocadas debajo del indentador bajo una fuerza de carga de 50 g/f por un tiempo de permanencia de 15 segundos. Se ejecutaron 4 indentaciones en la superficie superior e inferior de cada muestra, estas presentaron una distancia de 50 µm entre ellas.^{11,60,61} Luego, las indentaciones fueron observadas y medidas mediante un lente graduado, la longitud media de las diagonales que presentó las hendiduras fueron medidas directamente en milímetros; los resultados de microdureza Vickers

entregados por el laboratorio HTL presentaron escala de kilogramos sobre milímetros al cuadrado (Kg/mm²).

El valor de microdureza Vickers (HV) se calculó mediante la siguiente fórmula:

$$VHN = 0.102 \times \frac{2F \sin (\alpha/2)}{d^2}$$

donde HV= Constante x Carga aplicada / Área de la huella y d = medida aritmética (mm) de las dos diagonales.

5.5.7 Medición de diferencia de color

El proceso para la medición de los valores luminosidad (L*), coordenada rojo-verde (a*) y la coordenada amarillo-azul (b*), de las muestras, se realizó con un espectrofotómetro comercial VITA Easyshade® Advance V (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) mediante la escala de color CIELab.^{1,62} La medición se realizó sobre una cartulina negra Canson, se utilizó una matriz negra con doble tapa, la primera tapa de la matriz tiene un orificio del tamaño de las muestras a medir y la segunda tapa tiene un orificio con el tamaño del sensor del espectrofotómetro, esto nos sirvió para aislar y sistematizar la toma de valores, luego se colocó el sensor del espectrofotómetro perpendicular sobre el orificio de la matriz, proporcionando contacto íntimo y directo con la superficie de la muestra, luego se tomaron 3 mediciones por muestra; también fue confeccionado un soporte de silicona de condensación pesada de acuerdo a la anatomía del espectrofotómetro para generar estabilidad y disminuir el sesgo en la toma de valores; la calibración se realizó colocando el espectrofotómetro VITA Easyshade® en su base o unidad de carga para que la punta tenga contacto con el bloque de calibración y luego se pulsó el

botón de medición, finalmente estos pasos ejecutaron automáticamente la calibración del equipo, esto tuvo que ser realizado en cada toma de valores por muestra, siguiendo las indicaciones del fabricante.⁶³ Los valores numéricos obtenidos con el espectrofotómetro se registraron en una plantilla impresa en papel bond (ANEXO 3), para posteriormente ser digitados en una hoja de cálculo en Excel para su análisis. La diferencia de color se determinó mediante las fórmulas del CIELab (ΔE_{Lab}) y CIEDE2000 (ΔE_{00}).

Para ΔE_{Lab} se utilizó la fórmula propuesta por la Comisión Internacional de Iluminación (CIE) en el espacio CIELab:

$$\Delta E_{Lab} = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

donde ΔL^* , Δa^* y Δb^* representan las diferencias entre las coordenadas cromáticas L^* , a^* y b^* de las muestras comparadas⁴¹.

Se empleó el método de propagación de errores, para estimar la incertidumbre asociada ΔE_{Lab} , considerando la variabilidad de las mediciones individuales (L^* , a^* , b^*) y permitir calcular la desviación estándar combinada para la diferencia total de color, asumiendo independencia entre las variables. La ecuación general para la propagación se basó en la derivada parcial de cada término respecto a la variable, siguiendo la relación:

$$u_{\Delta E} = \sqrt{\left(\frac{\partial \Delta E}{\partial L^*} u_{L^*}\right)^2 + \left(\frac{\partial \Delta E}{\partial a^*} u_{a^*}\right)^2 + \left(\frac{\partial \Delta E}{\partial b^*} u_{b^*}\right)^2}$$

donde u_L^* , u_a^* y u_b^* representan las incertidumbres o desviaciones estándar de cada coordenada. Este enfoque permitió obtener no solo el valor promedio de la diferencia de color, sino también la estimación de su variabilidad, aumentando la robustez de los resultados.

Para la correcta implementación de la fórmula de ΔE_{00} , se empleó la hoja de cálculo desarrollada Sharma *et al.*, disponible en los recursos oficiales de la universidad Rochester.⁶⁴ Asimismo se utilizó la misma fórmula para hallar la incertidumbre de ΔE_{00} en el sistema CIEDE2000.

5.6 Consideraciones éticas

La presente investigación solicitó el registro en la Dirección Universitaria de Asuntos Regulatorios de la Investigación (DUARI) y permisos para uso de laboratorio de Materiales dentales de la FAEST – UPCH.

5.7 Plan de análisis

Los datos que fueron recepcionados de las pruebas, se transcribieron y organizaron en una hoja de cálculo (Excel 2016, Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). Se utilizó el software Jamovi (V.2.6.26 sólido, Sydney, Australia); los datos fueron presentados como medias $\pm$ desviaciones estándar por cada grupo para las variables de microdureza y variación de color.

Se analizó la normalidad de los datos a través de la prueba Shapiro Wilk, posteriormente se identificaron las diferencias estadísticamente significativas utilizando la prueba ANOVA y la prueba Post hoc de Tukey con un nivel de $p < 0.05$.

VI. RESULTADOS

En la Tabla 1 se observa la comparación de los valores de microdureza Vickers de la resina para impresión 3D con aditivo de óxido de grafeno. Se encontró que la resina mostró el menor valor de microdureza en la superficie superior, con $13.13 \pm 0.93 \text{ Kg/mm}^2$ y en la superficie inferior, la resina con óxido de grafeno al 0.01 % en peso, con $10.58 \pm 1.48 \text{ Kg/mm}^2$. En la comparación de los valores de microdureza entre resinas para impresión 3D con y sin aditivo no se observaron diferencias estadísticamente significativas en ambas superficies ($p < 0.05$). Por otro lado, los valores de las resinas para impresión fueron significativamente menores que los de la resina de laboratorio ($p < 0.05$).

En la comparación por superficies, se encontró que la microdureza de la resina para impresión con óxido de grafeno al 0.01 % en peso presentó diferencias estadísticamente significativas entre sus superficies ($p < 0.05$). La resina para impresión 3D con óxido de grafeno al 0.025 % en peso y sin óxido de grafeno no presentaron diferencias entre superficies ($p > 0.05$).

En la Tabla 2 se observan los valores de diferencia de color ΔE_{Lab} y ΔE_{00} de las resinas para impresión 3D con y sin aditivo. Se encontró que a medida que aumenta la concentración del óxido de grafeno, aumentan los valores de ΔE independientemente del sistema de color empleado. Para la resina con 0.01 % en peso de óxido de grafeno se encontró un ΔE_{Lab} de 26.93 ± 1.57 y ΔE_{00} de 21.92 ± 1.09 . Para la resina con 0.025 % en peso de óxido de grafeno se encontró un ΔE_{Lab} 40.64 ± 1.67 de y ΔE_{00} de 35.65 ± 0.90 .

En el Grafico 1 se observa las coordenadas L*, a* y b* para cada grupo de resina para impresión 3D. Se observa una disminución de los valores de la coordenada L* al aumentar el porcentaje de óxido de grafeno con 78.65 ± 1.18 de la resina para impresión 3D, 52.33 ± 0.41 para óxido de grafeno al 0.01 % en peso y 39.53 ± 0.42 para óxido de grafeno al 0.025 % en peso.

Con respecto a la coordenada a* se observa una disminución de los valores al aumentar el porcentaje de óxido de grafeno, teniendo el menor valor la resina para impresión 3D con 0.025 % en peso de óxido de grafeno con un valor de -1.95 ± 0.07 en comparación con las otras resinas mostrando una disminución de pigmentos verdes.

La misma tendencia se observa para la coordenada b* en la cual los valores se disminuyeron al aumentar el porcentaje de óxido de grafeno, pasando de 17.09 ± 4.15 para la resina sin aditivo a 11.44 ± 0.18 para la resina con óxido de grafeno al 0.01 % en peso y de 6.09 ± 0.19 para la resina con óxido de grafeno al 0.025 % en peso.

Tabla 1. Comparación de los valores de microdureza Vickers de la resina para impresión 3D con aditivo de óxido de grafeno.

Resinas	Microdureza (Kg/mm ²)	
	Superficie superior	Superficie Inferior
RESINA3D	13.13 ± 0.93 Aa	12.43 ± 1.97 Aa
RESINA3D-0.01 %	16.68 ± 0.82 Aa	10.58 ± 1.48 Ab
RESINA3D-0.025 %	15.39 ± 0.70 Aa	12.50 ± 2.21 Aa
RESINA DE LABORATORIO	59.68 ± 2.36 Ba	55.34 ± 2.47 Bb

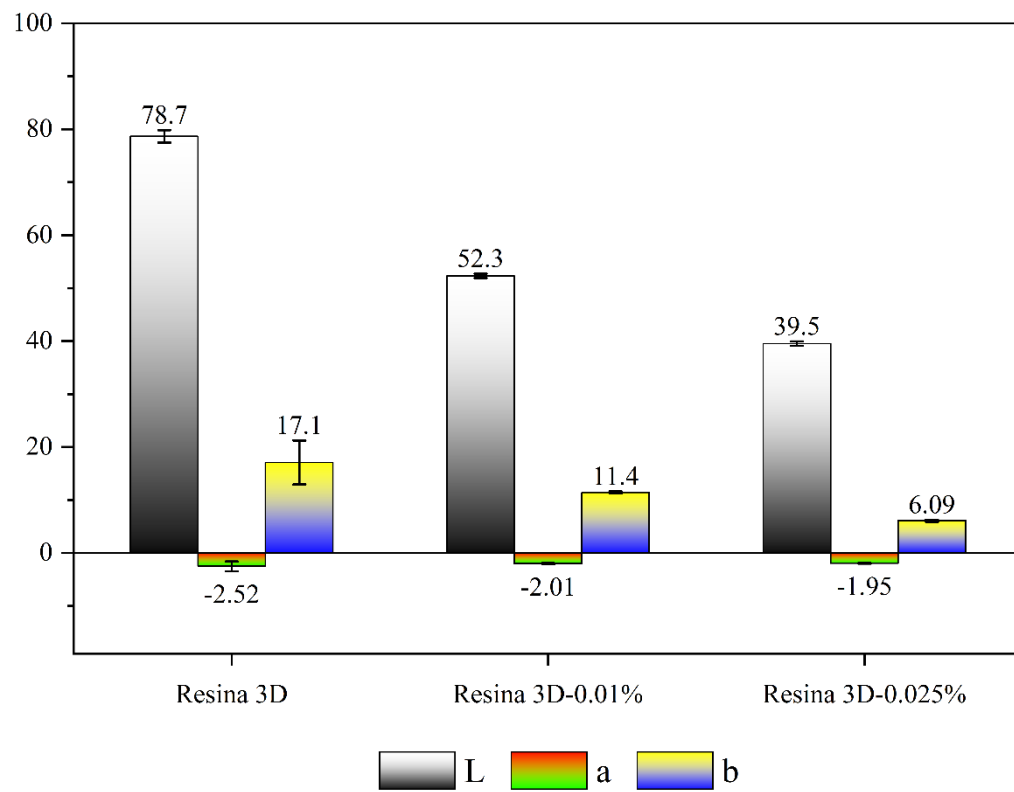
Nota: *Letras mayúsculas diferentes indican diferencias estadísticamente significativas entre resinas. (p<0.05)

*Letras minúsculas diferentes indican diferencias estadísticamente significativas entre superficies. (p<0.05)

Tabla 2. Valores de ΔE_{Lab} y ΔE_{00} de la resina para impresión 3D con aditivo de óxido de grafeno en comparación con la resina sin aditivo.

Resinas	ΔE_{Lab}	ΔE_{00}
Óxido de grafeno al 0.01 %	26.93 ± 1.57	21.92 ± 1.09
Óxido de grafeno al 0.025 %	40.64 ± 1.67	35.65 ± 0.90

Gráfico 1. Distribución de promedios de las coordenadas de ΔE_{Lab} con respecto a los grupos de resina para impresión 3D.



Nota: L*(luminosidad), a*(coordenadas del rojo - verde) y b*(coordenadas del amarillo - azul).

VII. DISCUSIONES

Las propiedades mecánicas de los materiales dentales son fundamentales para su desempeño clínico, y están estrechamente vinculadas tanto a su composición como al proceso de fabricación.¹⁰ El objetivo del presente estudio fue evaluar la microdureza superficial y diferencia de color de la resina compuesta nanohíbrida para impresión 3D de larga duración con aditivo de óxido de grafeno.

Se deben tener en cuenta las diferentes ventajas estratégicas que ofrecen las resinas para impresión 3D de larga duración, comenzando por la formulación que busca mantener la estabilidad dimensional y resistencia mecánica durante periodos prolongados, lo que permite su uso en restauraciones provisionales extendidas sin comprometer el ajuste ni la funcionalidad.¹¹ Además, la fabricación aditiva permite una personalización precisa, menor desperdicio de material y reducción de tiempos de producción en comparación con las técnicas convencionales de laboratorio.¹² Esto es especialmente relevante en rehabilitaciones múltiples o casos complejos, donde la precisión marginal y el ajuste interno son críticos para la salud periodontal y la comodidad del paciente.⁶⁵ Por otro lado, estas resinas suelen presentar superficies más lisas y mejor comportamiento frente al desgaste que las resinas acrílicas termo polimerizadas, lo que disminuye la acumulación de placa y el riesgo de complicaciones biológicas.⁶⁶ Finalmente, su compatibilidad con protocolos digitales agiliza el flujo de trabajo clínico y reduce la dependencia de procesos manuales, favoreciendo la reproducibilidad y la predictibilidad del tratamiento.¹²

También es necesario destacar las desventajas de estas resinas para impresión 3D de larga duración, diversos estudios muestran que existen limitaciones

importantes en comparación con resinas convencionales de laboratorio o bloques fresados CAD/CAM. Dimitrova *et al.*⁶⁷ realizaron una revisión narrativa, señalando que estas resinas presentan valores inferiores de resistencia flexural, módulo elástico y tenacidad en comparación con acrílicos tradicionales, debido a la menor conversión del monómero y la unión intercapa débil. Además, Coldea *et al.*⁶⁸ realizaron un análisis in vitro, registrando que algunas resinas impresas no alcanzan los estándares de resistencia a la flexión requeridos, especialmente después de envejecimiento térmico, mientras que las resinas moldeadas sí los cumplen. Esto plantearía una revisión clínica con cautela de las resinas para impresión 3D de larga duración para su consideración en tratamientos definitivos, actualmente la literatura apoya restringirlas a restauraciones provisionales prolongadas o de larga duración. En este contexto es que se busca mejorar las propiedades de estos materiales agregando diferentes aditivos.

El grafeno y sus derivados (óxido de grafeno reducido, óxido de grafeno y nanoplaquetas de grafeno) se destacan entre los aditivos en odontología, debido a su capacidad única de potenciar simultáneamente las propiedades mecánicas, propiedades fisicoquímicas, biocompatibilidad, conductividad eléctrica, estabilidad térmica, alto módulo de Young, resistencia mecánica, baja densidad de masa y facilidad de modificación química.^{11,69} En comparación con otras nanopartículas, el grafeno aporta una resistencia mecánica superior e incluso a muy bajas concentraciones (≤ 0.05 % en peso) aumentando notablemente la microdureza y elasticidad.⁶⁹ Esta multifuncionalidad como refuerzo mecánico, lo convierte en una acertada elección frente a otras alternativas, que suelen mejorar sólo una o dos propiedades a la vez.

La elección del óxido de grafeno como aditivo en este estudio se fundamentó en su alta dispersabilidad en matrices poliméricas y su disponibilidad en forma estable para aplicaciones biomédicas. A diferencia del grafeno puro o de las nanoplaquetas de grafeno, el óxido de grafeno posee numerosos grupos funcionales oxigenados (hidroxilo, epóxido, carbonilo y carboxilo) en su estructura basal, lo cual le confiere una naturaleza de solubilidad en agua (hidrófila) que facilita su integración con resinas acrílicas por métodos simples de mezcla, como las utilizadas en resinas para impresión 3D, sin necesidad de funcionalización previa.^{50,70,71}

De acuerdo con los resultados obtenidos, en la presente investigación, se observó que la incorporación de óxido de grafeno en la resina para impresión 3D de larga duración generó un mínimo aumento de los valores de microdureza en la superficie superior, sin embargo, no fue estadísticamente significativo. En la superficie inferior, la resina con óxido de grafeno al 0.01 % en peso (10.58 ± 1.48 Kg/mm²) presentó el menor valor de microdureza entre los grupos de resinas, siendo este estadísticamente significativo.

Esto difiere con Aati *et al.*¹¹ quienes incorporaron materiales a base de grafeno, observando que tienden a aumentar la microdureza de las resinas para impresión 3D. Ellos incorporaron 0.025 %, 0.05 %, 0.1 % y 0.25 % en peso de nanoplaquetas de grafeno funcionalizadas con policarboxilato a la resina para impresión 3D NextDent Denture 3D+ (bases de prótesis) consiguiendo significativamente mayores valores de microdureza, contrario a lo que se encontró en el presente estudio.

Esta diferencia podría atribuirse a la composición del aditivo empleado ya que utilizaron nanoplaquetas de grafeno funcionalizadas con policarboxilato hidrofílico, para optimizar el comportamiento de las partículas del aditivo dentro de la matriz polimérica.¹¹ Esta modificación química permite reducir la energía superficial de las nanoplaquetas, lo que mejora su dispersión homogénea en la resina y disminuye el riesgo de aglomeración, un fenómeno que puede comprometer las propiedades mecánicas del material. Además, los grupos carboxilo aumentan la afinidad con el medio orgánico, promoviendo interacciones más estables, incluso mediante la formación de enlaces covalentes con la estructura del polímero.¹¹ En cambio, en este estudio se utilizó óxido de grafeno sin funcionalización, lo que podría haber limitado su capacidad de refuerzo. Por tanto, la forma estructural y el grado de funcionalización del nanomaterial pueden ser factores determinantes en su desempeño dentro de una matriz polimérica.

Ambos estudios incorporaron bajas concentraciones de óxido de grafeno, asimismo, ambos emplearon ultrasonido como parte del proceso de dispersión. Sin embargo, existen diferencias metodológicas importantes. En el presente estudio, la mezcla se realizó manualmente y luego se sometió a un ultrasonido durante dos horas y media antes de proceder con la impresión en una impresora 3D de tipo MSLA (estereolitografía enmascarada) basado en LCD (pantallas de cristal líquido). Las muestras fueron posteriormente pulidas. Por su parte, Aati *et al.*¹¹ emplearon una agitación magnética continua durante una hora, seguida por 10 minutos de sonicación mediante un ultra homogeneizador, y utilizaron una impresora 3D de tipo SLA (Estereolitografía) con posterior proceso de pulido de sus muestras.

También es importante considerar las propiedades físicas inherentes a las resinas como la viscosidad en el estudio de Aati *et al.*¹¹ la resina empleada tiene una viscosidad aproximada de 300 a 400 cP., mientras que la resina empleada en este estudio presenta una viscosidad entre 255 y 500 cP. Aunque ambas se ubican dentro de un rango bajo a medio, estas características pueden haber influido en la manera en que el aditivo se dispersó en cada matriz.

Estas diferencias en los procedimientos de mezcla, el tipo de grafeno, la tecnología de impresión y la viscosidad del material base podrían haber influido en los resultados obtenidos, particularmente en la eficacia del refuerzo mecánico observado en cada investigación.

Salgado *et al.*⁵³, evaluaron la aplicación de nanoplaquetas de grafeno como aditivo en una resina dental para impresión 3D HARZ LABS Dental Sand (coronas y puentes temporales), encontrando que la resina con nanoplaquetas de grafeno al 0.01 % en peso, presentó un aumento significativo de la dureza. En contraste con la presente investigación, se evidenció que la resina 3D con óxido de grafeno al 0.01 % en peso, aumentó la microdureza de la superficie superior, pero no fue lo suficiente para presentar diferencia significativa.

También se presentaron diferencias con respecto a la metodología ya que, Salgado *et al.*⁵³ utilizaron una impresora 3D de tipo SLA con tecnología LCD y una resina dental 3D fotopolimerizable a base de PMMA, que presenta una viscosidad que oscila entre 600 y 1200 cP. En cambio, en este estudio se empleó una impresora de tecnología MSLA basado en LCD y una resina para impresión 3D compuesta nanohíbrida, formulada para resistir condiciones clínicas prolongadas. La

viscosidad puede haber influido en la dispersión del aditivo, ya que resinas más densas dificultan la integración homogénea de partículas sólidas como el óxido de grafeno utilizado, aun cuando se utilicen métodos de ultrasonido. Por lo tanto, la formulación química como la viscosidad del material base podrían haber limitado el potencial de refuerzo en los resultados de microdureza obtenidos. Esta diferencia sugiere que la resina usada en el presente trabajo ofrecía mejores condiciones para la dispersión del óxido de grafeno, especialmente al combinarse con ultrasonido. Sin embargo, a pesar de esta ventaja, no se logró una mejora significativa en la microdureza, lo que indica que otros factores como el tipo de grafeno o su compatibilidad química con la matriz también son determinantes.

La investigación de Lee *et al.*⁷² muestra los efectos antimicrobianos y mecánicos de incorporar nanoláminas de óxido de grafeno a una resina PMMA, Dentaurem Orthocryl (polvo y liquido), de uso ortodóncico y protésico, con concentraciones entre 0.25 % y 2.0 % en peso. En ese estudio, los autores observaron un aumento en la dureza superficial (Vickers) de la resina con niveles de nanoláminas de óxido de grafeno iguales o superiores al 0.5 % en peso, registrando diferencias estadísticamente significativas. Esta mejora se atribuyó a la capacidad de las nanoláminas de óxido de grafeno para actuar como barrera frente a la propagación de grietas. En contraste, en el presente estudio, si bien se observó una tendencia positiva en los valores de microdureza en las resinas con adición de óxido de grafeno, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Además, la superficie inferior de la resina con 0.025 % en peso presentó un valor muy cercano al de la resina sin aditivo, lo cual difiere del comportamiento observado en el estudio de Lee *et al.*⁷² Estas diferencias pueden explicarse por la

mayor concentración de nanoláminas de óxido de grafeno utilizadas por el tipo de resina PMMA, que posee un procesado, una matriz y viscosidad diferente a la resina nanohíbrida utilizada en el presente estudio.

En cuanto a la metodología, ambos estudios utilizaron ultrasonido como técnica de dispersión del aditivo, pero con tiempos y condiciones distintas. En este estudio, la mezcla de óxido de grafeno con la resina se realizó manualmente y luego se sonicó durante dos horas y media, mientras que, en el estudio comparado, las nanoláminas de óxido de grafeno fueron dispersadas en monómero líquido de metacrilato mediante sonicación durante una hora antes de mezclarlo con el polvo de PMMA. Asimismo, la impresión en este estudio se realizó con tecnología MSLA basado en LCD, mientras que el estudio comparado empleó moldeo químico a baja temperatura. Cabe destacar que el artículo reporta problemas de agregación de nanoláminas de óxido de grafeno en la matriz PMMA, lo cual afectó parcialmente la distribución del aditivo, mientras que la menor viscosidad de la resina BioCrown (255–500 cP) pudo haber favorecido una mejor dispersión del óxido de grafeno en este estudio. Estas diferencias en la naturaleza de las matrices, el protocolo de incorporación y la dispersión del aditivo permiten explicar las discrepancias observadas en los resultados de microdureza.

López de Armentia *et al.*⁷¹ evaluaron los efectos del grafeno y óxido de grafeno en una resina Clear Resin V4 de uso general, acrílica fotocurable utilizada en impresión 3D SLA, observando que la adición de 0.05 % en peso de óxido de grafeno generó un aumento leve en la resistencia a la tracción, aunque con una disminución del entrecruzamiento polimérico y la rigidez estructural. Los resultados obtenidos en el presente estudio podrían estar relacionados con la

interferencia del óxido de grafeno en el proceso de curado y una posible disminución del grado de conversión del polímero.

Con respecto a la metodología, ambos estudios emplearon ultrasonido como técnica de dispersión del óxido de grafeno, aunque con diferencias metodológicas sustanciales. En el estudio López de Armentia *et al.*⁷¹ el óxido de grafeno fue dispersado en metilmetacrilato (MMA) líquido mediante sonicación breve e intermitente por 10 minutos, seguido de curado térmico y UV en una resina Clear V4, mientras que en esta investigación se mezcló manualmente el óxido de grafeno con la resina Prizma BioCrown y se sometió a ultrasonido continuo durante dos horas y media antes de la impresión MSLA basado en LCD. Esta investigación difiere con López de Armentia *et al.*⁷¹ en cuanto a la técnica de integración del aditivo, la viscosidad del polímero base y la tecnología de impresión, factores que pueden haber influido directamente en la efectividad del refuerzo mecánico observado. A ello se suman los hallazgos de otros estudios, como los de Salgado *et al.*⁵³ y Aati *et al.*¹¹, que también reportan que el efecto del grafeno depende no solo de su tipo y concentración, sino de su dispersión, funcionalización y compatibilidad con la matriz. En conjunto, estos resultados refuerzan que el impacto del óxido de grafeno sobre la microdureza no puede analizarse de forma aislada, sino como parte de un sistema multifactorial que involucra la resina, el método de integración y el proceso de polimerización.

Es importante señalar que cuando se realizaron las comparaciones entre las resinas para impresión 3D con o sin aditivo, no se hallaron diferencias significativas, contrario a lo que se observó en la comparación entre las superficies (superior e inferior), en donde la resina con óxido de grafeno al 0.01 % en peso

presentó el menor valor en la superficie inferior, siendo este estadísticamente significativo; además, fue el menor valor entre todos los grupos evaluados ($p < 0.05$).

Este hallazgo hace notar que la incorporación de óxido de grafeno condiciona a una menor polimerización de la resina lo que se refleja en los bajos valores de la superficie inferior con respecto a la superficie superior. Esto podría deberse a que el óxido de grafeno actúa como dispersor/absorbedor de luz UV, reduciendo significativamente la penetración de la luz en zonas profundas, lo que ocasiona una fotopolimerización incompleta y menor microdureza en la superficie inferior.⁷³

Estos resultados coinciden con el estudios de Nguyen M. *et al.*⁷³ quienes reportaron que el óxido de grafeno en pequeñas cantidades (0.01 g, 0.05 g, 0.1 g, 0.15 g y 0.2 g) al ser incorporado como aditivo a resinas de PEGDA o Polietilenglicol diacrilato (acrílica, fotocurable y para impresión 3D de tipo DLP) con distintas concentraciones del fotoiniciador (0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.8, 1, 2 y 3 % en peso), puede afectar la transmisión de luz durante la fotopolimerización, provocando una reducción de la profundidad del curado, especialmente cuando la dispersión del material no es homogénea. Los autores explican que, en concentraciones bajas, el óxido de grafeno con una inadecuada dispersión puede aumentar la desviación y absorción de la luz, reduciendo la profundidad de curado y generando una polimerización menos eficiente en capas alejadas de la fuente de luz UV.

Esta hipótesis está alineada con los hallazgos de Ahmad *et al.*⁷⁴ quienes investigaron como la incorporación de distintos nanorellenos afecta la profundidad de penetración UV en resinas fotopoliméricas utilizadas en impresión 3D por

estereolitografía (SLA), y cómo esta propiedad influye en la capacidad de impresión y el rendimiento mecánico de los nanocompuestos. Emplearon como matriz una resina acrílica comercial (Formlabs Clear), a la que se añadieron nanotubos de carbono de paredes múltiples, nanoplaquetas de grafeno (en grados C300, C500 y C750) y nanopartículas de nitruro de boro, en concentraciones de 0.25 % en peso y 0.5 % en peso. Los resultados mostraron que la reducción de profundidad de penetración UV depende del tipo de nanorelleno, siendo los nanotubos de carbono de paredes múltiples, los más absorbentes (reducción del 93%). Además, incluso a concentraciones tan bajas como 0.05 % en peso, todos los nanocompuestos mejoraron significativamente el módulo elástico y la dureza. Estos hallazgos son relevantes para el diseño de resinas dentales avanzadas, ya que demuestran que la selección adecuada de nanorellenos o aditivos, puede optimizar simultáneamente el fotocurado y las propiedades mecánicas sin comprometer la calidad de impresión. Este comportamiento sugiere que tanto la elección, la concentración y la distribución del aditivo, pueden influir en la microdureza final del material impreso.^{12,53}

Por otro lado, los valores de los grupos de resina para impresión fueron significativamente menores que la resina de laboratorio. Este resultado es coherente con lo reportado por Perea-Lowery *et al.*⁷⁵ quienes evidenciaron que las resinas impresas presentan menor dureza superficial en comparación con resinas termopolimerizadas, debido a un menor grado de conversión monomérica y una red polimérica menos densa. De forma similar, Souza *et al.*⁷⁶ informaron que las resinas provisionales impresas en 3D mostraron microdureza significativamente menor que

las resinas fresadas, reforzando que el método de fabricación podría influir directamente en las propiedades mecánicas del material.

Asimismo, Nguyen J. *et al.*⁷⁷ compararon composites convencionales (Gradia, Vita VM LC, Grandio y EsthetX.) que fueron polimerizados con la técnica de alta temperatura y alta presión, mostrando propiedades mecánicas superiores a las del bloque CAD/CAM, concluyendo que el uso de altas temperaturas y presión durante el proceso de polimerización de resinas de laboratorio podría incrementar notablemente la densidad de entrecruzamiento polimérico, lo cual se traduce en una mayor resistencia mecánica y microdureza. Esto contrasta con las resinas impresas en 3D mediante tecnología MSLA - LCD, cuyo curado capa a capa puede resultar menos eficiente, especialmente en zonas profundas donde la penetración de luz UV es limitada. Por tanto, aunque las resinas para impresión 3D ofrecen ventajas en términos de personalización digital y rapidez, sus propiedades mecánicas aún son inferiores a las de resinas procesadas bajo condiciones controladas de laboratorio, lo cual debe considerarse al momento de su indicación clínica.

Otra posible explicación a los menores valores de microdureza observados en los grupos de resina para impresión 3D frente a la resina de laboratorio está relacionada con su composición química intrínseca. Las resinas de laboratorio suelen estar formuladas con monómeros de mayor peso molecular (como PMMA) y una mayor proporción de carga inorgánica (como sílice o zirconia), lo cual incrementa la densidad de la red polimérica y mejora sus propiedades mecánicas, incluida la dureza superficial. En contraste, las resinas para impresión 3D deben mantener una viscosidad baja para fluir adecuadamente en el tanque de la impresora, lo que limita la cantidad de cargas de refuerzo que pueden incorporarse.

Además, estas resinas utilizan sistemas de curado fotoactivado capa por capa, con monómeros más reactivos, pero menos estables estructuralmente, lo que resulta en una red polimérica menos densa y más propensa a tener zonas subcuradas. Esto ha sido reportado por Perea-Lowery *et al.*⁷⁵ y Nguyen J. *et al.*⁷⁷ quienes coinciden en que tanto la composición del material como las condiciones de curado influyen directamente en la microdureza final. Por tanto, más allá de la tecnología de impresión, la formulación base de la resina 3D representa una limitación estructural frente a las resinas procesadas en laboratorio.

Es importante destacar que algunos estudios no especifican si la medición de la dureza se realizó en la superficie superior o en la inferior de las muestras, lo cual puede generar limitaciones al comparar resultados. La dureza en la superficie superior es relevante, ya que una mayor resistencia en esta zona podría contribuir a soportar los esfuerzos masticatorios durante la función. Sin embargo, si la parte interna (inferior) del material presenta una dureza significativamente menor, las propiedades mecánicas en general podrían verse comprometidas, afectando su desempeño clínico a largo plazo.^{30,78}

En relación con la variable color, se encontró que a medida que aumenta la concentración de óxido de grafeno, aumentan los valores de diferencia de color independientemente del sistema de color empleado. La resina con 0.01 % en peso de óxido de grafeno presentó una menor diferencia de color en comparación con la resina con 0.025 % en peso de óxido de grafeno, en los dos sistemas (ΔE_{Lab} y ΔE_{00}).

Es importante señalar que la percepción del color en odontología se evalúa comúnmente mediante dos conceptos clave, como el umbral de perceptibilidad (PT)

y el umbral de aceptabilidad (AT). El primero hace referencia al valor mínimo de diferencia de color que puede ser detectado por el ojo humano en al menos el 50 % de los observadores; mientras que el segundo indica el límite a partir del cual una diferencia de color es considerada clínicamente inaceptable. Estos umbrales permiten juzgar si una restauración dental es visualmente armónica o requiere ser reemplazada por motivos estéticos.^{38,39}

Paravina *et al.*³⁹ recomiendan la fórmula del CIEDE2000 (ΔE_{00}), que presenta más exactitud en comparación con la fórmula de diferencia del color de CIELab (ΔE_{Lab}), también establecieron que, usando la fórmula ΔE_{00} , el umbral de perceptibilidad se sitúa en 0.8 y el de aceptabilidad en 1.8, mientras que en la fórmula ΔE_{Lab} , estos valores corresponden a 1.2 y 2.7, respectivamente. En este contexto, los valores obtenidos en el presente estudio, 21.92 ± 1.09 y 35.65 ± 0.90 para ΔE_{00} ; y 26.93 ± 1.57 y 40.64 ± 1.67 para ΔE_{Lab} , en las resinas 3D con 0.01 % y 0.025 % en peso de óxido de grafeno, respectivamente, superan ampliamente los umbrales de aceptabilidad establecidos en ambos sistemas. Esto indica una diferencia de color clínicamente inaceptable. Los hallazgos sugieren que, aunque el óxido de grafeno pueda ofrecer ventajas mecánicas, su incorporación en resinas impresas en 3D podría comprometer la estabilidad cromática del material y por relación, disminuir las propiedades estéticas, especialmente a concentraciones mayores a las presentadas en esta investigación.

Además de las diferencias de color expresadas mediante ΔE_{Lab} y ΔE_{00} , también se analizaron los valores individuales de luminosidad (L^*), y de las coordenadas cromáticas a^* (rojo-verde) y b^* (amarillo-azul), con el objetivo de comprender la dirección y magnitud de los cambios cromáticos observados. Como se muestra en

la tabla de resultados, se evidenció una disminución progresiva en los valores de L^* conforme aumentó la concentración del óxido de grafeno: de 78.65 ± 1.18 en la resina sin aditivo, a 52.33 ± 0.41 (óxido de grafeno al 0.01 % en peso) y 39.53 ± 0.42 (óxido de grafeno al 0.025 % en peso). Esta reducción indica una pérdida de luminosidad significativa, es decir, las muestras se tornaron visiblemente más oscuras al incrementar el porcentaje del aditivo.

En cuanto a los valores de a^* y b^* , se observó una disminución en los valores, indicando que el color de las muestras perdió saturación, lo que sugiere un cambio hacia tonalidades más neutras. El valor de a^* , que indica la posición en el eje rojo-verde, pasó de -2.52 ± 0.92 en la resina sin óxido de grafeno a -2.01 ± 0.11 con 0.01 % en peso de óxido de grafeno y -1.95 ± 0.07 con 0.025 % en peso, lo que refleja una reducción de pigmentos verdes en el color. Por su parte, el valor de b^* , que representa el eje amarillo-azul, disminuyó de 17.09 ± 4.15 en la resina 3D sin aditivo, a 11.44 ± 0.18 con 0.01 % en peso de óxido de grafeno y 6.09 ± 0.19 con 0.025 % en peso de óxido de grafeno, indicando una pérdida progresiva del tono amarillo. Estos cambios, combinados con la caída notable en la luminosidad (L^*), explican las diferencias de color cuantificadas en los valores ΔE_{Lab} y ΔE_{00} , y refuerzan la evidencia de que la incorporación de óxido de grafeno afecta de forma negativa la estabilidad cromática y la estética de la resina.

Lo reportado en esta investigación coincide con Fathy *et al.*⁴⁶, quienes también observaron la incorporación de nanopartículas de óxido de grafeno (0.05 % y 0.2 % en peso) en resina compuesta Filtek Z250XT Universal Restorative (A2 Body), reduce significativamente la luminosidad (L^*), y desplaza los valores b^* hacia tonos menos amarillos, sugiriendo un efecto intrínseco del grafeno sobre la

interacción óptica del material, esta investigación también sugiere que la relación de la coloración está relacionada al espesor de capa de el nanorelleno de óxido de grafeno, señalando que mientras más reducido sea el espesor (1 mm) no generará un cambio de color perceptible ($\Delta E \leq 3.3$), lo que indicaría una estrategia viable para mejorar propiedades antibacterianas sin comprometer la estética. De forma similar, Kim *et al.*⁷⁹ analizaron la estabilidad de color, las propiedades superficiales y fisicoquímicas de las resinas base para prótesis dentales impresas en 3D, reforzadas con diferentes nanorrellenos como Al_2O_3 , ZnO , CeZr y SiO_2 (2.5 y 5 % en peso), para luego pasar por un proceso de envejecimiento mediante inmersión en café, té negro, Coca-Cola o agua destilada a 37 °C durante 6 días; documentando que la adición de nanorrellenos como Al_2O_3 (óxido de aluminio) y SiO_2 (dióxido de silicio) al dispersarse homogéneamente en la matriz, modifican el comportamiento de dispersión y reflexión de la luz, reduciendo así los cambios perceptibles de color en la matriz de la resina. En contraste, Bassenheim *et al.*⁸⁰ investigaron las causas intrínsecas de la decoloración en materiales destinados a la impresión 3D mediante el análisis de muestras en película delgada (1200 μm) de diversas composiciones, almacenadas bajo distintas condiciones; demostrando que formulaciones bien estabilizadas de resinas para impresión 3D pueden mantener valores más estables de L^* , a^* , b^* , aun tras almacenamiento, lo cual resalta que el comportamiento cromático del foto-iniciador es un factor crítico. Además, en estudios como el de Da Silva *et al.*⁸¹ que evaluaron la estabilidad del color de resinas 3D para bases de prótesis dentales y dientes artificiales sometidos a inmersión en bebidas como café, té, vino tinto, coca - cola y agua destilada, simulando períodos de consumo de 3, 6 y 12 meses; reportaron ΔE_{00} significativamente menores que las encontradas en la

presente investigación, incluso en presencia de agentes pigmentantes, lo que refuerza la conclusión de que el óxido de grafeno, aún en bajas concentraciones, puede generar alteraciones cromáticas clínicamente inaceptables. En conjunto, estas comparaciones evidencian que, si bien los nanomateriales ofrecen mejoras funcionales, su impacto en las propiedades ópticas, como la estética, no puede subestimarse y debe evaluarse cuidadosamente.

A pesar de la relevancia de los hallazgos obtenidos, es importante reconocer ciertas limitaciones que condicionan el alcance de la presente investigación. Una de las principales restricciones radica en la selección de las concentraciones evaluadas de óxido de grafeno, que se limitaron a 0.01 % y 0.025 % en peso. Si bien estas proporciones fueron elegidas con base en estudios previos que demostraron su factibilidad, no es posible determinar con exactitud el comportamiento del material frente a concentraciones mayores o intermedias, lo que abre la posibilidad de investigaciones complementarias que exploren un rango más amplio.

Otra limitación corresponde al uso de una sola marca y tipo de resina para impresión 3D. Las características fisicoquímicas pueden variar significativamente entre diferentes fabricantes, lo que restringe la generalización de los resultados a otros sistemas. Del mismo modo, la impresión de las muestras se realizó utilizando un único ángulo de 45 °, siguiendo la metodología estandarizada en estudios previos; sin embargo, esta decisión metodológica no permite evaluar cómo otras orientaciones de impresión podrían influir en propiedades como la microdureza superficial.

Asimismo, las pruebas de microdureza Vickers y diferencia de color se llevaron a cabo en condiciones estrictamente *in vitro*. Aunque este enfoque garantiza la estandarización y control de variables, no reproduce en su totalidad los cambios que ocurren en un entorno oral dinámico, donde factores como humedad, variaciones de pH, cargas masticatorias y exposición a agentes químicos pueden alterar el comportamiento del material. Finalmente, no se simuló procesos de envejecimiento prolongado, aspecto que podría ser relevante en futuras investigaciones que evalúen la durabilidad a largo plazo de resinas reforzadas con óxido de grafeno.

Los hallazgos de este estudio indican que, si bien la incorporación de óxido de grafeno en resinas para impresión 3D generó un ligero incremento en la microdureza superficial, dicho efecto no fue estadísticamente significativo y, por tanto, carece de impacto clínico relevante. En contraste, los valores de diferencia de color fueron considerables y excedieron los límites clínicamente aceptables, lo que limita su estética. No obstante, la investigación sobre nanopartículas de grafeno en odontología continúa siendo prometedora, por lo que se requieren estudios adicionales que optimicen su concentración y técnicas de dispersión para mejorar las propiedades mecánicas sin comprometer el color del material.

VIII. CONCLUSIONES

Basados en la metodología del presente estudio, podemos concluir que:

1. El óxido de grafeno (0.01 % y 0.025 % en peso) no mejoró la microdureza superficial de las resinas para impresión 3D en la superficie superior y disminuyó en la superficie inferior en la concentración de 0.01 % en peso.
2. Los valores de microdureza superficial de las resinas para impresión 3D con y sin aditivo fueron menores que la resina de laboratorio.
3. La adición de óxido de grafeno condicionó a diferencias de color inaceptables para ambas concentraciones evaluadas.

IX. RECOMENDACIONES

- Considerar otras concentraciones de grafeno que no modifiquen el color y aumenten la microdureza en las resinas dentales.
- Mejorar técnicas de dispersión utilizando equipos de alta potencia que permitan una adecuada homogeneización del grafeno en la matriz polimérica.
- Explorar otras nanopartículas para ser aplicadas como aditivo en las resinas dentales.
- Aplicar un tiempo con envejecimiento, simulación de desgaste o cambios térmicos, en las muestras de resinas con grafeno.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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. *Dent Mater.* 2022; 38:1271-82.
2. Tian Y, Chen CX, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A review of 3D printing in dentistry technologies, affecting factors, and applications. *Scanning.* 2021; 2021:1-19.
3. Tahayeri A, Morgan MC, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018; 34:192-200.
4. Schneider LFJ, Pinho MGV de, Borges MW, Almeida EN, Campos K de PL, Lourenço EJV, et al. As propriedades de resinas para impressão 3D de restaurações de longa duração superam as de uso provisório? *J Clin Dent Res.* 2023; 20:18-27.
5. Lourinho C, Salgado H, Correia A, Fonseca P. Mechanical Properties of Polymethyl Methacrylate as Denture Base Material: Heat-Polymerized vs. 3D-Printed—Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Biomedicines.* 2022; 10:1-11.
6. Damian-Asmat AA, Ordoñez-García MA, Rivera-PunLay KV. Revisión de materiales para impresión 3D. [Lima]: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2023.
7. Makertech Labs. Prizma3D Bio Crown. *Odonto 3D.* 1-6 p.

8. Roque J. Microdureza, resistencia a la flexión y grado de conversión en resinas compuestas: Su relación con el proceso de fotopolimerización, como interpretarlos y aplicarlos a la selección del material restaurador. *RODYB*. 2023; 12:24-30.
9. Sindi AM. Applications of graphene oxide and reduced graphene oxide in advanced dental materials and therapies. *J Taibah Univ Med Sci*. 2024; 19:403-21.
10. Salgado-Teixeira MCH, Vasconcelos-Mesquita PM, Guimarães-Figueiral da Silva MH, Pires-Vaz MA. Propriedades de uma resina aditivada com grafeno para impressão 3D em medicina dentária. [Porto]: Universidade do Porto; 2022.
11. Aati S, Chauhan A, Shrestha B, Rajan SM, Aati H, Fawzy A. Development of 3D printed dental resin nanocomposite with graphene nanoplatelets enhanced mechanical properties and induced drug-free antimicrobial activity. *Dent Mater*. 2022; 38:1921-33.
12. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2018; 28:146-58.
13. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015; 219:521-9.
14. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2019; 9:179-85.
15. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont*. 2016; 29:503-10.

16. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28:3-12.
17. Myagmar G, Lee JH, Ahn JS, Yeo ISL, Yoon HI, Han JS. Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. *J Adv Prosthodont.* 2021; 13:144-51.
18. Gul BC, Demirci F, Baki N, Bahce E, Özcan M. Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis. *BMC Oral Health.* 2025; 25:131.
19. 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; 10:663.
20. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent.* 2020; 45:30-40.
21. Rizzante F, Bueno T, Guimarães G, Moura G, Teich S, Furuse A, et al. Comparative physical and mechanical properties of a 3D printed temporary crown and bridge restorative material. *J Clin Exp Dent.* 2023; 15:464-e469.
22. Radwan H, Elnaggar G, deen IS El. Surface roughness and color stability of 3D printed temporary crown material in different oral media (In vitro study). *Int J Appl Dent Sci.* 2021;7:327-34.
23. Park JH, Lee H, Kim JW, Kim JH. Cytocompatibility of 3D printed dental materials for temporary restorations on fibroblasts. *BMC Oral Health.* 2020;20:175.

24. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al. Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers (Basel)*. 2021;13:1180.

25. Alfouzan AF, Alotiabi HM, Labban N, NejerAl-Otaibi H, Al Taweel SM, AlShehri HA. Color stability of 3D-printed denture resins: Effect of aging, mechanical brushing and immersion in staining medium. *J Adv Prosthodont*. 2021;13:160-71.

26. Anulekha C, Mahesh P, Sree Devi K, Sai Krishna S, Syeda Afeefa T, Om Shiva Prashanth V. Comparative evaluation of colour stability of conventional, 3d printed and cad cam fabricated provisional restorations- An in-vitro study. *IP Ann Prosthodont Restor Dent*. 2025;11:40-5.

27. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*. 2009;13:427-38.

28. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater*. 2011;27:29-38.

29. Anusavice KJ. Mechanical Properties Of Dental Materials. En: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editores. *Phillips' Science Of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis: Saunders; 2013. p. 48-68.

30. Kim HJ, Kwon J, Kim HJ, Kim RH, Kim DS, Jang JH. Comparison of polymerization behaviors, microhardness and compressive strength between bulk-fill resin and dual-cured core resin. *BMC Oral Health*. 2025;25:972.

31. Değirmenci A, Bilgili Can D, Değirmenci A, Bilgili Can D. Pre-Heating effect on the microhardness and depth of cure of Bulk-Fill composite resins. *Odovtos Int J Dent Sc*. 2022;24:99-112.

32. Queiroz NV, Martins AS, Antunes AN da G, Barros V de M. Effect of the Printing Angle on Flexural Strength, Microhardness, and Surface Roughness of Three-Dimensionally Printed Resin for Provisional Restorations. *Pesqui Bras Odontopediatria Clín Integr*. 2025;25:230050.
33. AlRumaih HS, Gad MM. The Effect of 3D Printing Layer Thickness and Post-Polymerization Time on the Flexural Strength and Hardness of Denture Base Resins. *Prosthesis*. 2024;6:970-8.
34. Bento VAA, Gomes JML, Oliveira-Limirio JPJ, Rosa CDDRD, A.A. C, Dos Santos DM, et al. Effect of Aging on the Mechanical Properties of CAD/CAM–Milled and 3D-Printed Acrylic Resins for Denture Bases. *Int J Prosthodont*. 2024;37:5-11.
35. Gad MA, Abdelhamid AM, ElSamahy M, Abolgheit S, Hanno KI. Effect of aging on dimensional accuracy and color stability of CAD-CAM milled and 3D-printed denture base resins: a comparative in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2024;24:1124.
36. Velo MM de AC, Filho FGN, de Lima Nascimento TR, Obeid AT, Castellano LC, Costa RM, et al. Enhancing the mechanical properties and providing bioactive potential for graphene oxide/montmorillonite hybrid dental resin composites. *Sci Rep*. 2022;12:10259.
37. Ahmed MA, El-Shennawy M, Althomali YM, Omar AA, Ahmed MA, El-Shennawy M, et al. Effect of Titanium Dioxide Nano Particles Incorporation on Mechanical and Physical Properties on Two Different Types of Acrylic Resin Denture Base. *World J Nano Sci Eng*. 2016;6:111-9.
38. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27: S1-9.

39. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent*. 2019; 31:1-10.
40. Mahy M, Van Eycken L, Oosterlinck A. Evaluation of Uniform Color Spaces Developed after the Adoption of CIELAB and CIELUV. *Color Res Appl*. 1994; 19:105-21.
41. Westland S. The CIE system. En: Chen J, Cranton W, Fihn M, editores. *Handbook of Visual Display Technology*. Springer-Verlag.; 2012. p. 139-46.
42. Pérez MM, Espinar C, Pecho OE, Tejada-Casado M, Della Bona A. Effect of aging on optical behavior and color of 3D printing resin-based dental restorative materials. *J Dent*. 2025; 157:105734.
43. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *J Prosthet Dent*. 2022; 127:784. e1-784.e7.
44. Mahran GA, El-Banna A, El-Korashy DI. Evaluation of a 3D-printed nanohybrid resin composite versus a milled resin composite for flexural strength, wear and color stability. *BMC Oral Health*. 2025; 25:572.
45. Al-Ameri A, Alothman OY, Alsadon O, Bangalore D. An In-Vitro Evaluation of Strength, Hardness, and Color Stability of Heat-Polymerized and 3D-Printed Denture Base Polymers After Aging. *Polymers (Basel)*. 2025; 17:288.
46. Fathy H, Haroun H, Riad M. The optical behavior of nano filled resin composite loaded with graphene oxide nanoparticles. *BMC Oral Health*. 2024;24:239.

47. Banode V, Deshpande S, Pande N. Effect of Graphene Reinforcement on the Color Stability of Polymethyl Methacrylate Provisional Restorative Material - An in vitro Study. *J Int Clin Dent Res Organ*. 2024;16:177-83.
48. Ziaei M, Alaghehmand H, Bijani A, Tabari M. Effects of incorporating zinc oxide and graphene oxide nanoparticles on abrasion, translucency, and microhardness of flowable composite resin: In vitro. *Dent Res J*. 2023;20:6.
49. Moldovan M, Dudea D, Cuc S, Sarosi C, Prodan D, Petean I, et al. Chemical and Structural Assessment of New Dental Composites with Graphene Exposed to Staining Agents. *J Funct Biomater*. 2023;14:163.
50. Dreyer DR, Park S, Bielawski CW, Ruoff RS. The chemistry of graphene oxide. *Chem Soc Rev*. 2010;39:228-40.
51. Sahm BD, Teixeira ABV, dos Reis AC. Graphene loaded into dental polymers as reinforcement of mechanical properties: A systematic review. *Jpn Dent Sci Rev*. 2023;59:160-6.
52. García N, Gómez-Polo M, Fernández M, Antonaya-Martín JL, Ortega R, Gómez-Polo C, et al. Influence of Printing Angulation on the Accuracy (Trueness and Precision) of the Position of Implant Analogs in 3D Models: An In Vitro Pilot Study. *Appl Sci*. 2024;14.
53. Salgado H, Fialho J, Marques M, Vaz M, Figueiral MH, Mesquita P. Mechanical and surface properties of a 3D-printed dental resin reinforced with graphene. *Rev port estomatol med dent cir maxilofac*. 2023;64:12-9.
54. Mair Losef CC. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D versus

luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas. [Chile]: Universidad De Chile Facultad de Odontología; 2012.

55. Rafael Fadul Ortiz J, Augusto Molina Sánchez C, Armando Yáñez Meza E, Eduardo Luna L. Profundidad de curado de resinas con diferentes fotoiniciadores polimerizadas con dos lámparas LED*. Univ odontol. 2008;27:15-22.

56. Visuttiwattanakorn P, Suputtamongkol K, Angkoonsit D, Kaewthong S, Charoonanan P. Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. J Adv Prosthodont. 2017;9:38-44.

57. Suriaga-Aray PA, Saldaña JA, Picca M. Evaluación in vitro de la dureza superficial de 2 resinas compuestas de laboratorio para uso indirecto fotopolimerizadas por dos métodos diferentes: Luz Led Microwave y Horno de Polimerización. [Buenos Aires]: Universidad Abierta Internacional; 2023.

58. Shofu INC. Instrucciones de uso: Ceramage. 2016. 1-26 p.

59. Makertech Labs. Calibrador - Makertech Labs [Internet]. Makertech Labs. [citado 1 de agosto de 2025]. Disponible en: <https://materiais.makertechlabs.com.br/calibrador>

60. Sun L, Yan Z, Duan Y, Zhang J, Liu B. Improvement of the mechanical, tribological and antibacterial properties of glass ionomer cements by fluorinated graphene. Dent Mater. 2018;34:e115-27.

61. Sabbagh J, Nabbout F, Jabbour E, Leloup G. The effect of expiration date on mechanical properties of resin composites. J Int Soc Prev Community Dent. 2018;8:99-103.

62. Ycaza Lengua PE. Evaluación in vitro de resistencia a la fractura y color de resinas impresas 3d procesadas en diferentes tiempos de post-curado, 2023 [Escuela académico profesional de odontología]. [Lima]: Universidad Norbet Wiener; 2023.
63. VITA Zahnfabrik. VITA Easyshade® V- Manual de instrucciones. 2015. 1-47 p.
64. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. Col Res Appl [Internet]. 2005;30:21-30. Disponible en: www.interscience.wiley.com
65. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. J Prosthodont. 2016;26:1-8.
66. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. J Prosthodont. 2022;31:412-8.
67. Dimitrova M, Corsalini M, Kazakova R, Vlahova A, Chuchulska B, Barile G, et al. Comparison between Conventional PMMA and 3D Printed Resins for Denture Bases: A Narrative Review. J Compos Sci. 2022;6.
68. Coldea A, Mayinger F, Meinen J, Hoffmann M, Stawarczyk B. Mechanical properties of 3D printed denture base polymers. J Prosthet Dent. 2025;133:1361.e1-1361.e8.
69. Guazzo R, Gardin C, Bellin G, Sbricoli L, Ferroni L, Ludovichetti FS, et al. Graphene-Based Nanomaterials for Tissue Engineering in the Dental Field. Nanomaterials. 2018;8:349.

70. Compton OC, Nguyen ST. Graphene oxide, highly reduced graphene oxide, and graphene: Versatile building blocks for carbon-based materials. *Small*. 2010;6:711-23.
71. Armentia SL de, Giménez R, del Real JC, Serrano B, Cabanelas JC, Paz E. Effect of graphene and graphene oxide addition on crosslinking and mechanical properties of photocurable resins for stereolithography. *Int J Bioprinting*. 2024;10:194-208.
72. Lee JH, Jo JK, Kim DA, Patel KD, Kim HW, Lee HH. Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. *Dent Mater*. 2018;34:e63-72.
73. Nguyen MTH, Kim JH, Jang WT, Jung YJ, Park EJ, Ha TH, et al. Role of GO and Photoinitiator Concentration on Curing Behavior of PEG-Based Polymer for DLP 3D Printing. *ACS Omega*. 2024;9:3287-94.
74. Ahmad KH, Mohamad Z, Khan ZI, Habib M. Tailoring UV Penetration Depth in Photopolymer Nanocomposites: Advancing SLA 3D Printing Performance with Nanofillers. *Polymers (Basel)*. 2025;17:97.
75. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L V. 3D-Printed vs. Heat-Polymerizing and Autopolymerizing Denture Base Acrylic Resins. *Materials*. 2021;14:5781.
76. Souza ALC, de Oliveira Cruvinel Filho JL, da Rocha SS. Flexural strength and Vickers hardness of milled and 3D-printed resins for provisional dental restorations. *Braz J Oral Sc*. 2023;22:238439.
77. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012;28:529-34.

78. Box F, Jacquemot C, Adda-Bedia M, Vella D. Cloaking by coating: How effectively does a thin, stiff coating hide a soft substrate? [Internet]. 2020 may. Disponible en: <http://arxiv.org/abs/2005.10541>
79. Kim MC, Byeon DJ, Jeong EJ, Go H Bin, Yang SY. Color stability, surface, and physicochemical properties of three-dimensional printed denture base resin reinforced with different nanofillers. *Sci Rep.* 2024;14:1842.
80. Bassenheim D, Rist K, Moszner N, Catel Y, Liska R, Knaack P. Color-Stable Formulations for 3D-Photoprintable Dental Materials. *Polymers (Basel).* 2024;16:2323.
81. Da Silva MDD, Do Carmo Viotto HE, Moisés L de S, Coelho SRG, De Souza RF, Pero AC. Stainability of 3D-printed resins for denture base and artificial teeth. *BMC Oral Health.* 2025;25:260.

XI. ANEXOS

ANEXO 1: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable principal	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Dependiente -Microdureza superficial	Es la deformación plástica de una superficie expuesta a una fuerza.	Resistencia a la deformación de la superficie de una resina a base de estructura en zirconio fabricada mediante impresión 3D.	Valores de dureza generados en el microdurómetro Vickers.	Cuantitativa	De razón	kg/mm2 (HV)
Dependiente -Color	Manifestación visual de la interacción entre la luz y la materia, que percibimos a través de nuestros sentidos como una gama de tonos y matices que nos permiten distinguir la diversidad del mundo que nos rodea.	Percepción visual de la luz reflejada o transmitida por los materiales dentales u otras estructuras orales.	Valores obtenidos por el espectrofotómetro VITA Easyshade.	Cuantitativa	De razón	L*(luminosidad B/N) a*(rojo/verde) b*(amarillo/azul) ΔE (diferencia de color)
Independiente -Resina	Sustancia sólida o de consistencia pastosa, insoluble en el agua, soluble en el alcohol y en los aceites esenciales, obtenida naturalmente como producto que fluye de varias plantas.	Material sintético polimérico fotopolimerizable o autopolimerizable que se utiliza para restaurar, reemplazar o reproducir estructuras dentales, ya sea de manera directa o indirecta.	Tipo de resina compuesta asignada según la marca comercial.	Cualitativa	Nominal	-Resina 3D -Resina 3D-0.01% -Resina 3D-0.025% -Resina de laboratorio

ANEXO 2: TAMAÑO DE MUESTRA

[5] Tamaños de muestra. Comparación de medias independientes:

Datos:

Varianzas:	Iguales
Opción:	Opción 1
Diferencia de medias a detectar:	1,000
Desviación estándar común:	0,750
Razón entre tamaños muestrales:	1,00
Nivel de confianza:	95,0%

Resultados:

Potencia (%)	Tamaño de la muestra		
	Población 1	Población 2	Total
70,0	8	8	16
75,0	9	9	18
80,0	10	10	20
85,0	12	12	24
90,0	13	13	26

ANEXO 3: FICHAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Color: Espectrofotómetro VITA Easyshade- CIELab

[illegible]

ANEXO 4: IMPORTANCIA DE LA CALIBRACIÓN - MARKERTECH LABS

Importancia de la calibración:

Calibrar la resina en la impresora donde se utilizará es fundamental para evitar distorsiones en las piezas impresas. Makertech Labs proporciona los parámetros iniciales de cada resina para el proceso de calibración; sin embargo, pueden producirse variaciones en los tiempos de impresión incluso con modelos de impresoras idénticas.

Por lo tanto, se debe realizar una calibración siempre que se compre una nueva resina, ya que diferentes lotes pueden tener ligeras variaciones, y luego periódicamente para evaluar si, según el uso de la impresora, será necesario realizar algún cambio en los parámetros. Con el tiempo, es normal que algunas impresoras requieran más tiempo para el curado de las capas, ya que las máquinas pueden perder potencia lumínica con el uso. Las resinas también pueden perder la eficacia de los fotoactivadores si no se mantienen adecuadamente. Mezclar resinas usadas (retiradas del tanque) con resinas nuevas acelera el proceso de deterioro y también es responsable de fallos y diferencias en los tiempos de impresión.

Cómo utilizar nuestro calibrador:

El calibre tiene una pieza con 5 ranuras numeradas y un pasador hexagonal de 6 mm que usaremos para comprobar el ajuste en cada número. Si las piezas están impresas con los parámetros correctos, el pasador no debería encajar en las ranuras 1 y 2, ya que fueron diseñadas con una dimensión de ajuste menor que la del pasador de 6 mm. El ajuste ideal es en la ranura 3, diseñada para proporcionar la dimensión

de ajuste exacta del pasador; esta ranura debe estar ligeramente apretada. Las ranuras 4 y 5 deberían encajar con holgura debido a su diseño más amplio.

Por lo tanto, si el calibre está impreso y el ajuste de las piezas es mejor en los números 1 y 2, esto indica que la pieza está quedando más pequeña de lo ideal y será necesario aumentar el tiempo de exposición o la potencia de la luz. Si el ajuste es mejor en los números 4 y 5, la pieza está quedando más grande de lo ideal y, para solucionarlo, será necesario reducir el tiempo o la potencia de la exposición.

Lavado, secado y post-curado del Calibrador:

Recuerde que después de imprimir el calibre, antes de probar los ajustes, los objetos deben colocarse en alcohol isopropílico durante 3 a 5 minutos en movimiento para su limpieza, dejar secar completamente y realizar el postcurado según lo indicado en la etiqueta.