

**EVALUACIÓN DEL EFECTO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE
POSCURADO SOBRE LA MICRODUREZA Y LA DUREZA SUPERFICIAL DE
RESINAS DENTALES IMPRESAS EN 3D PARA USO DEFINITIVO.**

AUTORES

Valentina Castañeda Portillo

Santiago Galvis

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO EN PROSTODONCIA

BOGOTÁ JUNIO 2026

**EVALUACIÓN DEL EFECTO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE
POSCURADO SOBRE LA MICRODUREZA Y LA DUREZA SUPERFICIAL DE
RESINAS DENTALES IMPRESAS EN 3D PARA USO DEFINITIVO.**

AUTORES

Valentina Castañeda Portillo

Santiago Galvis

ASESOR CIENTÍFICO

Dr. Pablo Villamil

Odontólogo, Especialista en Rehabilitación Oral

Universidad Nacional de Colombia

ASESOR METODOLÓGICO- ESTADÍSTICO

Dr. Camilo A. Romo Pérez

Odontólogo, especialista en Pedagogía – Fundación Universitaria del Área Andina
y Docencia

Magister en Epidemiología - Universidad del Magdalena

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

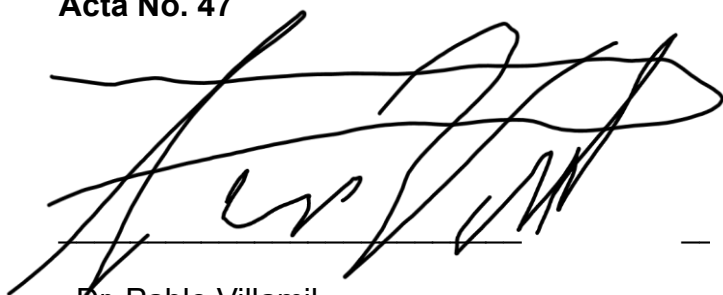
POSTGRADO EN PROSTODONCIA

BOGOTA, JUNIO DE 2026

El Trabajo de grado “**Evaluación del efecto de diferentes protocolos de poscurado sobre la microdureza y la dureza superficial de resinas dentales impresas en 3D para uso definitivo.**”. Fue elaborado por Valentina Castañeda Portillo, Santiago Galvis, como requisito para optar por el título de especialista en **Prostodoncia.**

La sustentación se llevó a cabo 25 de 02 de 2025

Acta No. 47



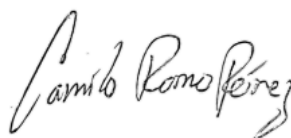
Dr. Pablo Villamil

Asesor Científico



Dr. Camilo A. Romo Pérez

Asesor Metodológico



Dra. Camilo A. Romo Pérez

Director Centro de Investigación

Colégio Odontológico – CICO (Bogotá)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas

Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento

Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC

Dedicatoria

Dedicamos este trabajo a Dios, por brindarme fortaleza, sabiduría y perseverancia durante cada etapa de este proceso académico.

A nuestras familias, por su amor incondicional, apoyo constante y confianza en mis capacidades. Su acompañamiento ha sido fundamental para alcanzar esta meta profesional.

A mis docentes y mentores, quienes con su conocimiento, experiencia y orientación contribuyeron significativamente a mi formación como especialista.

Finalmente, a mis pacientes, quienes representan la razón de ser de esta profesión y constituyen una fuente permanente de aprendizaje, compromiso y crecimiento humano.

Agradecimiento

Expresamos nuestro sincero agradecimiento a todas las personas e instituciones que hicieron posible la realización de este trabajo de investigación.

A la Facultad de Odontología y al programa de Especialización en Rehabilitación Oral de la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC sede Bogotá, por brindarme los conocimientos, recursos y espacios académicos necesarios para mi formación profesional y científica.

A nuestro de tesis, por su valiosa orientación, dedicación, apoyo y acompañamiento durante el desarrollo de este proyecto. Sus observaciones y recomendaciones fueron fundamentales para la culminación de este trabajo.

A los docentes del posgrado, por compartir generosamente sus conocimientos y experiencias, contribuyendo de manera significativa a mi crecimiento académico y profesional.

A nuestra familia, por su comprensión, paciencia y apoyo incondicional durante este proceso. Su confianza y motivación fueron esenciales para superar los desafíos encontrados en el camino.

Finalmente, agradezco a todas las personas que, de una u otra forma, colaboraron en la ejecución de esta investigación y contribuyeron al logro de esta importante meta académica.

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN DE OBRA

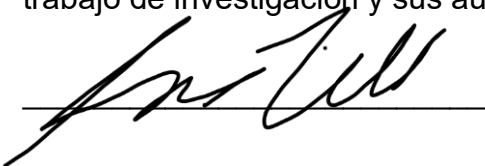
Junio, del 2026

Señores

Sistema integrado de Bibliotecas UNICOC - SIBU

Institución Universitaria Colegios de Colombia

Autorizamos al Centro de Investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC - Colegio Odontológico, a consultar y reproducir, con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado **“Evaluación del efecto de diferentes protocolos de poscurado sobre la microdureza y la dureza superficial de resinas dentales impresas en 3D para uso definitivo.”**, presentado al Centro de Investigación como requisito del programa para optar por el título de **“Especialista en Rehabilitación Oral”**, siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y sus autores.



Dr. Pablo Villamil

C.C 80097131



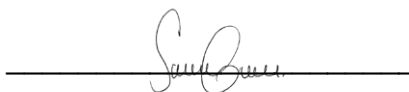
Dr. Camilo A. Romo Pérez

C.C



Valentina Castañeda Portillo

C.C 1075319306



Santiago Galvis

C.C 1000182443

Tabla de Contenido

Portada

Contraportada

Aceptación

Dedicatoria

Agradecimiento

Transferencia de derechos de publicación de obra

Introducción

Capítulo I

1.1 Planteamiento del problema

1.2 Justificación

1.3 Propósito

1.4 Marco teórico

1.5 Objetivos generales y específicos.

Capítulo II

2.1 Tipo de estudio

2.2 Hipótesis operativas

2.3 Objeto de estudio

2.4. Población de estudio

2.5. Muestra y muestreo

2.6 Criterios de elegibilidad

2.7 Procedimiento

2.8 Análisis estadístico

2.9 Aspectos éticos

3.Resultados

4.Discusión

5.Conclusiones

6.Recomendaciones

7.Referencias bibliográficas

Listas Tablas

Tabla 1. Materiales y equipos utilizados en el estudio.

Tabla 2. Promedios de microdureza según protocolo de poscurado.

Tabla 3. Promedios dureza superficial Shore D según protocolos de poscurado

Tabla 4. Comparación de los promedios de microdureza entre los diferentes protocolos de poscurado.

Tabla 5. Comparación de los promedios de dureza superficial Shore D entre los diferentes protocolos de poscurado.

Lista Figuras

Figura 1. Cronología histórica de la impresión 3D

Figura 2. Pasos impresión 3D.

Figura 3. Preparación de la muestra. 3a. Diseño del disco; 3b. Vertimiento resina fotopolimerizable Prizma 3D Bio Crown Diamond (MakertechLabs, Tatuí, SP, Brasil); 1c. Impresora AccuFab-L4K (SHINING 3D Technology Inc., Hangzhou, China); 3d. Discos posterior a la impresión; 3e Inmersión discos alcohol isopropílico; 3f. Calibración discos; 3g. Discos impresos.

Figura 4. Diagrama de flujo agrupación de la muestra.

Figura 5. Evaluación dureza. 4a. Microdurómetro; 4b. Prueba Shore D.

Presupuesto General

Operacionalización de las variables

Glosario

Resinas dentales impresas en 3D: Fotopolímeros especializados, biocompatibles y fotocurables utilizados en la fabricación aditiva (SLA, DLP, LCD) para fabricar dispositivos dentales como modelos, coronas y alineadores.(1)

Impresión 3D: La impresión 3D, o fabricación aditiva, es una tecnología avanzada que permite crear objetos sólidos mediante la carga de un archivo digital en una computadora. Su principio fundamental radica en un método de fabricación rápida que construye un objeto capa por capa. Este proceso implica la superposición de materias primas, lo que permite moldear el objeto 3D de manera directa, rápida y eficiente, minimizando el desperdicio de materiales.(2)

Postcurado: proceso crítico de múltiples pasos que utiliza luz ultravioleta y calor para finalizar la polimerización de resinas dentales impresas en 3D.(3)

Dureza: Resistencia de un material a la penetración superficial, indentación, rayado o abrasión. Es una propiedad mecánica fundamental que determina la capacidad de una restauración para resistir la deformación y el desgaste bajo las fuerzas masticatorias, contribuyendo así a su durabilidad.(4)

Introducción

La fabricación aditiva ha transformado la odontología restauradora contemporánea, evolucionando desde aplicaciones provisionales hacia la producción de restauraciones definitivas como coronas y puentes.(5) Actualmente, las resinas fotopolimerizables desarrolladas para uso definitivo han adquirido especial relevancia debido a su capacidad de ofrecer propiedades estéticas y mecánicas adecuadas para el entorno oral, así como una mayor eficiencia en los flujos digitales de trabajo.(6,7) Sin obstante, su desempeño clínico depende en gran medida de la calidad del proceso de polimerización alcanzado tras la impresión tridimensional (3D).(8,9)

Las tecnologías de impresión 3D basadas en fotopolimerización, como la estereolitografía (SLA), el procesamiento digital de luz (DLP) y la estereolitografía enmascarada (LCD), permiten la fabricación de estructuras de alta precisión y complejidad geométrica. Sin embargo, durante la fase de impresión no se alcanza una conversión completa de los monómeros, lo que hace necesario un proceso posterior de poscurado para optimizar las propiedades mecánicas, fisicoquímicas y biológicas del material.(8–10)

El poscurado desempeña un papel determinante al incrementar la conversión de monómeros residuales mediante la aplicación de luz y, en algunos casos, calor. Factores como el tiempo de exposición, temperatura, intensidad lumínica, longitud de onda y tipo de dispositivo de curado influyen significativamente en la cinética de polimerización y en las propiedades finales del material.(7–9,11) Se ha reportado que el aumento del tiempo y la temperatura de poscurado mejora la dureza, la

resistencia mecánica y el grado de conversión, alcanzando posteriormente una fase de estabilización.(8,9)

Por otro lado, la atmósfera de poscurado es un factor determinante en la eficiencia de la polimerización. El oxígeno inhibe la polimerización por radicales libres al reaccionar con los radicales activos y formar especies menos reactivas, lo que disminuye la propagación de la reacción y reduce el grado de conversión en la superficie.(12,13) Este fenómeno, conocido como inhibición por oxígeno, genera una capa superficial parcialmente polimerizada con menor densidad de entrecruzamiento y propiedades mecánicas inferiores, cuyo espesor puede variar entre 2 y 40 μm .(13,14) En consecuencia, la exposición al oxígeno durante el poscurado se asocia con una menor dureza superficial y microdureza, así como con la formación de una capa superficial pegajosa. Aunque esta capa puede favorecer la adhesión interfacial entre capas en la fabricación aditiva, no mejora la dureza final del material.(15)

En contraste, el uso de atmósferas inertes, como el nitrógeno, permite desplazar el oxígeno del entorno de curado, eliminando su efecto inhibidor y favoreciendo una polimerización más eficiente. Bajo estas condiciones, se alcanzan mayores grados de conversión en toda la estructura, lo que se traduce en un incremento de la dureza superficial y mejores propiedades mecánicas globales.(13,16) De forma complementaria, estrategias como el curado en medios líquidos o el uso de barreras físicas han demostrado ser eficaces para reducir la inhibición por oxígeno y mejorar las propiedades superficiales.

La dureza superficial y la microdureza son propiedades mecánicas críticas, directamente relacionadas con la resistencia al desgaste, la abrasión, la capacidad de pulido y la longevidad clínica de las restauraciones.(6,17) La microdureza, comúnmente evaluada mediante métodos como Vickers o Knoop, se considera un indicador indirecto del grado de conversión de los monómeros y de la densidad de entrecruzamiento de la red polimérica.(18,19) En este sentido, se ha establecido una correlación directa entre el grado de conversión y la dureza del material, siendo mayores en condiciones que favorecen la polimerización, como el incremento del tiempo, la temperatura y la reducción de la exposición al oxígeno

Pese a los avances en las resinas impresas en 3D, persiste una marcada heterogeneidad en los protocolos de poscurado, lo que limita la estandarización y compromete la reproducibilidad de los resultados.(5,7) Esta variabilidad puede derivar en un poscurado subóptimo, con la consecuente disminución de la dureza superficial y microdureza, afectando negativamente el desempeño clínico de las restauraciones.(18,19) No obstante, aunque las resinas impresas en 3D han mostrado mejoras en sus propiedades fisicomecánicas, aún presentan valores de dureza inferiores en contraste con materiales convencionales CAD-CAM, lo que resalta la necesidad de optimizar los protocolos de poscurado como estrategia para mejorar su desempeño clínico.(5) Por otra parte, la evidencia científica reciente se ha centrado en la evaluación de materiales restaurativos temporales con una escasa y limitada en la producción científica orientada a resinas de uso definitivo.(5,6,17)

Capítulo I

1.1 Planteamiento del problema

Las restauraciones dentales son fundamentales en la odontología moderna para devolver la funcionalidad y estética de los dientes afectados por caries, fracturas u otras patologías. Las técnicas restauradoras tienen como objetivo restaurar la morfología y las propiedades mecánicas de los dientes dañados, permitiendo que el paciente recupere su capacidad de masticación y la apariencia estética. Históricamente, las amalgamas fueron los materiales más utilizados en restauraciones dentales debido a su alta durabilidad. Sin embargo, su aspecto metálico y las preocupaciones ambientales sobre el mercurio han llevado a la investigación y al desarrollo de alternativas más estéticas y biocompatibles, como las resinas compuestas.

Las resinas dentales permiten una integración más natural con los dientes circundantes gracias a su capacidad para simular la translucidez y el color natural de los dientes. No obstante, las resinas compuestas presentan desafíos relacionados con sus propiedades mecánicas, lo que ha llevado a la búsqueda de soluciones más avanzadas, como las resinas indirectas impresas en 3D, que ofrecen mayor control sobre su diseño y propiedades. (20–22)

La evolución de los materiales restauradores ha llevado al desarrollo de resinas indirectas, las cuales ofrecen una serie de ventajas significativas en comparación con las restauraciones directas. Entre estas ventajas se destacan una mayor precisión en la fabricación (± 50 micrones en resinas impresas en 3D, gracias a tecnologías como SLA o DLP), así como mejores propiedades mecánicas, como

una mayor resistencia a la fractura en modelos bien diseñados y una adaptación marginal más precisa, lo que reduce el riesgo de microfiltraciones y mejora la longevidad de las restauraciones. Además, las resinas impresas en 3D permiten un mayor control digital en el diseño mediante software CAD/CAM, lo que facilita la personalización de las propiedades mecánicas, como la rigidez y la elasticidad, para adaptarse a las necesidades específicas del paciente.(23,24)

En términos económicos, las resinas indirectas son más accesibles que otros materiales restauradores, como las cerámicas, y tienen la capacidad de imitar más fielmente las propiedades del diente natural. Esta combinación de bajo costo y alto rendimiento las convierte en una opción ideal para muchas restauraciones dentales, particularmente en situaciones en las que se requiere un compromiso entre estética, durabilidad y costos. Sin embargo, es importante destacar que, aunque las resinas impresas en 3D muestran ventajas en términos de precisión y diseño, su durabilidad a largo plazo aún está en estudio, y algunas resinas pueden requerir procesos de poscurado para alcanzar sus propiedades definitivas.(1,25,26)

Sin embargo, el éxito de las resinas indirectas depende en gran medida de las condiciones bajo las cuales se realiza el proceso de poscurado. Las propiedades mecánicas de las resinas, como la resistencia a la flexión, la microdureza y la estabilidad dimensional, son factores críticos que determinan su desempeño y longevidad en el entorno oral. Las resinas dentales deben ser capaces de soportar las fuerzas masticatorias sin fracturarse o deformarse. La resistencia a la flexión es importante para evitar la ruptura bajo carga, mientras que la microdureza garantiza que el material resista el desgaste producido por el contacto con los dientes

antagonistas. La estabilidad dimensional es esencial para evitar la expansión o contracción del material, lo que podría afectar la adaptación de la restauración al diente. Sin embargo, las resinas impresas en 3D, aunque ofrecen un alto grado de personalización y precisión, a menudo tienen limitaciones en estas propiedades debido a su proceso de curado y a la ausencia de protocolos estandarizados. Las variaciones en el tipo de resina y los métodos de poscurado empleados pueden influir en su resistencia, dureza y estabilidad dimensional, lo que limita su aplicabilidad en prótesis definitivas.(27–29)

El proceso de curado de las resinas es fundamental para alcanzar sus propiedades mecánicas óptimas. Este se refiere a la solidificación de la resina fotosensible cuando se expone a la luz. Existen diferentes métodos de curado, como el curado mediante luz ultravioleta (UV) y el poscurado térmico, que son esenciales para asegurar que las resinas se polimericen completamente y alcancen su resistencia final. La intensidad de la luz, el tiempo de exposición y la temperatura del poscurado son factores que pueden influir considerablemente en las propiedades finales del material. Sin embargo, los protocolos de curado varían ampliamente y no siempre se estandarizan en la práctica clínica, lo que puede llevar a inconsistencias en los resultados. Por lo tanto, es crucial realizar estudios que permitan determinar los protocolos de curado más efectivos y reproducibles para mejorar las propiedades mecánicas y garantizar un rendimiento adecuado a largo plazo.(30–32)

Pregunta de investigación

¿Cuál es el efecto de diferentes protocolos de poscurado sobre la microdureza y dureza superficial de resinas definitivas impresas en 3D?

P: Resinas dentales impresas en 3D para uso definitivo.

I: Diferentes protocolos de poscurado

C: Grupo control.

O: Microdureza y dureza superficial

1.2 Justificación

La impresión 3D ha transformado la práctica odontológica, especialmente en la fabricación de prótesis dentales, al ofrecer soluciones personalizadas y de alta precisión que mejoran la calidad de vida de los pacientes edéntulos. Estas tecnologías, como la estereolitografía (SLA) y el procesamiento digital de luz (DLP), destacan por su capacidad para reproducir estructuras anatómicas complejas, adaptándose a las necesidades específicas de cada paciente. Sin embargo, las resinas fotopolimerizables empleadas en estos procesos presentan limitaciones inherentes en términos de propiedades mecánicas y estabilidad, lo que podría comprometer su uso como material definitivo en aplicaciones clínicas de largo plazo.(33–35) Este desafío subraya la importancia de investigar cómo las variables

asociadas al poscurado, como intensidad de luz UV, duración y temperatura, pueden optimizar las propiedades de estos materiales.(36,37)

El poscurado es un proceso esencial para completar la polimerización de las resinas y mejorar sus propiedades mecánicas y ópticas. Las investigaciones han demostrado que parámetros insuficientes durante el poscurado pueden generar materiales con resistencia flexural limitada, microdureza reducida y mayor susceptibilidad a la degradación térmica y mecánica.(34–36) Por el contrario, protocolos optimizados permiten obtener prótesis más estables y duraderas, capaces de soportar las fuerzas masticatorias y las variaciones de temperatura características de la cavidad oral.(34,36,37) Esta relación entre las condiciones de poscurado y el desempeño del material resalta la necesidad de establecer estándares internacionales que guíen su aplicación en entornos clínicos.(33,37)

Los avances recientes en la formulación de resinas han introducido materiales híbridos que combinan fotoiniciadores de alta eficiencia con aditivos reforzantes, mejorando la cohesión interna y reduciendo la contracción volumétrica durante la polimerización.(34–36) Sin embargo, estas mejoras dependen en gran medida del protocolo de poscurado aplicado, ya que las resinas incompletamente curadas no alcanzan su potencial óptimo de rendimiento.(37) Además, el tipo de equipo utilizado y su capacidad para distribuir de manera uniforme la intensidad de luz UV representan factores críticos que afectan directamente la homogeneidad y la calidad final de la prótesis.(33,35,37)

En términos clínicos, las prótesis fabricadas mediante impresión 3D enfrentan desafíos particulares en comparación con los métodos sustractivos como CAD/CAM. Aunque las técnicas aditivas destacan por su sostenibilidad y adaptabilidad, las propiedades mecánicas de las prótesis impresas suelen ser inferiores debido a la falta de cohesión entre capas.(36,37) El uso de protocolos de poscurado avanzados tiene el potencial de superar estas limitaciones, proporcionando materiales con mayor resistencia al desgaste, estabilidad dimensional y translucidez, características esenciales para cumplir con los estándares estéticos y funcionales de la odontología moderna.(38–40)

Por último, la investigación sobre cómo los distintos protocolos de poscurado afectan las propiedades mecánicas y ópticas de las resinas impresas no solo es relevante desde el punto de vista científico, sino que también tiene un impacto directo en la práctica clínica. Al establecer protocolos reproducibles y efectivos, se podría garantizar un mejor desempeño de las prótesis dentales y una mayor satisfacción del paciente.(2,41) Además, esta línea de investigación promueve el desarrollo de tecnologías más avanzadas y accesibles, respondiendo a la creciente demanda de soluciones personalizadas y sostenibles en el campo de la odontología.

1.3 Propósito-Impacto

El propósito de este estudio es fortalecer el conocimiento científico en la optimización de los protocolos de poscurado para resinas dentales impresas en 3D, generando aportes significativos a la academia y la práctica odontológica. Este proyecto tiene como finalidad contribuir al fortalecimiento de las labores de innovación y tecnología en odontología de la Universidad UNICOC, propendiendo por el incremento de la calidad en la formación clínica y, por consiguiente, del talento humano egresado de la institución.

1.4 Marco teórico.

Prótesis dentales:

Las prótesis dentales son restauraciones utilizadas para reemplazar estructuras dentales ausentes y restaurar la funcionalidad, estética y salud bucal del paciente. En la odontología moderna, la fabricación aditiva, particularmente mediante tecnologías como la estereolitografía (SLA) y el procesamiento de luz digital (DLP), ha revolucionado la producción de prótesis dentales, ofreciendo precisión, personalización y eficiencia.(35)

Entre los aspectos más relevantes de estas tecnologías se encuentran:

- Tecnologías de impresión 3D: SLA y DLP se destacan por su capacidad para crear estructuras complejas a partir de resinas fotopolimerizables. Estas técnicas implican la solidificación de capas de resina mediante luz ultravioleta.

- Materiales empleados:** Las resinas utilizadas incluyen fotoiniciadores y monómeros que requieren un tratamiento de pospolimerización para maximizar su estabilidad mecánica y óptica.

- Postpolimerización:** Es esencial para eliminar monómeros no polimerizados, completar la conversión química y mejorar propiedades como la dureza, resistencia y estabilidad del color.(35)

Implicaciones clínicas:

La producción de prótesis impresas en 3D requiere una cuidadosa selección de materiales y dispositivos, junto con la optimización de parámetros operativos, para garantizar resultados clínicamente aceptables. Este enfoque permite mejorar la funcionalidad y longevidad de las restauraciones, contribuyendo significativamente al éxito del tratamiento odontológico.(35)

Resinas fotopolimerizables: La impresión 3D de resinas ha emergido como una alternativa moderna en odontología, especialmente para la fabricación de restauraciones dentales. Este método, basado en tecnologías de fabricación aditiva, ofrece una combinación única de personalización, reducción de costos y eficiencia en tiempo, comparado con los métodos sustractivos como el fresado.(36)

Adaptación marginal:

Las restauraciones impresas en 3D demostraron una adaptación marginal comparable a materiales tradicionales como el disilicato de litio y resinas fresadas. Este resultado se mantuvo incluso tras pruebas de envejecimiento por fatiga cíclica termomecánica. Además, superaron al PMMA fresado, que mostró peor desempeño en la integridad de los márgenes.(36)

Durabilidad:

Aunque las resinas impresas en 3D poseen propiedades físicas adecuadas para restauraciones intracoronaes y provisionales, su resistencia a la flexión y módulo de elasticidad indican que podrían no ser ideales para todas las restauraciones definitivas.(36)

Las resinas compuestas impresas en 3D han surgido como una opción para restauraciones definitivas de dientes unitarios. Sin embargo, existen limitaciones en la investigación actual. Faltan estudios que evalúen su desempeño frente a los métodos sustractivos en aspectos como resistencia a la fatiga, eficiencia en tiempo y costo. También se carece de investigaciones que analicen su adaptación marginal, un factor crucial debido a que muchos fracasos clínicos, como caries recurrentes,

manchas y degradación por absorción de agua, se originan en la interfase diente-restauración.(36)

Resistencia a la flexión y dureza de Vickers:

El proceso de fabricación CAD/CAM de restauraciones provisionales se puede implementar mediante tecnología de fabricación sustractiva o fabricación aditiva. La técnica sustractiva se basa en la eliminación de material de un bloque más grande para lograr la forma de un objeto diseñado virtualmente. La tecnología AM, también conocida como tecnología de impresión 3D, se define como el proceso de unir materiales capa por capa para fabricar objetos basados en sus modelos 3D.(34)

La dureza se puede utilizar como un indicador de densidad, sin embargo, la dureza de la superficie por sí sola no es un indicador de la rigidez y la resistencia generales y no puede utilizarse para predecir el comportamiento clínico de las prótesis de gran longitud.(34)

En el presente estudio, Perea-Lowery et al.(18) demostró que, durante la evaluación de las propiedades mecánicas, incluida la resistencia a la flexión, la dureza Martens, la dureza Vickers y el módulo elástico, los materiales de resina impresos en 3D no eran tan resistentes a la tensión y al envejecimiento como los materiales de resina prensados o molidos. Todas las pruebas revelaron que las resinas prensadas y molidas exhibieron valores medios más altos que los de las resinas impresas en 3D.(34)

Las mayores resistencias a la flexión para los bloques de resina CAD/CAM. Se obtuvieron los mismos resultados en un estudio que evaluó la resistencia a la flexión y la micro dureza de tres resinas transitorias fabricadas mediante impresión, fresado y métodos convencionales. Las medias de resistencia a la flexión más altas y bajas se obtuvieron para las resinas fresadas e impresas.

La resistencia a la flexión es la resistencia del material a doblarse sin romperse, lo cual es crucial para las restauraciones dentales, ya que garantiza que resistan las fuerzas durante la masticación. La tecnología de impresión 3D facilita la creación de restauraciones temporales utilizando distintas resinas, cada una con composiciones, procedimientos de curado y características físicas diferente.(37)

Al evaluar la resistencia a la flexión, se garantiza la durabilidad y longevidad de las restauraciones. Esta evaluación orienta los materiales y las técnicas de fabricación para lograr un rendimiento óptimo y la satisfacción del paciente. Además, comprender los factores que afectan la resistencia a la flexión mejora el diseño y la producción de restauraciones provisionales impresas en 3D, lo que mejora las tasas de éxito clínico.(37)

La resistencia a la flexión es crucial para poder tomar decisiones basadas en evidencia y orientar los avances futuros en el cuidado dental restaurativo. Comprender la resistencia a la flexión de las restauraciones provisionales impresas en 3D con diferentes materiales de resina es esencial.(37)

Impresión 3D

La impresión 3D (o fabricación aditiva) es un progreso reciente en la odontología moderna que resulta más precisa, eficiente y personalizada que las técnicas tradicionales. La impresión 3D, que fue desarrollada al principio como un sistema de prototipado a nivel industrial, ha progresado rápidamente y se ha vuelto un producto esencial para la odontología digital debido a los avances en diseño asistido por ordenador (CAD), imagen y materiales biocompatibles.(42)

Su principio fundamental consiste en un procedimiento de producción rápida a través de la impresión capa por capa. La impresión se lleva a cabo al colocar las materias primas una encima de la otra para crear un objeto tridimensional, mediante una impresión por capas, que se realiza directamente y sin desperdicio de materiales.(2)

La resina fotopolimerizable es el material más utilizado en la tecnología de impresión 3D. Las técnicas de curado de resina han tenido el mayor impacto en la definición

del curso de los procedimientos prácticos de impresión 3D dental. Las técnicas de curado han evolucionado cronológicamente en cuatro períodos (Figura 1).(2)

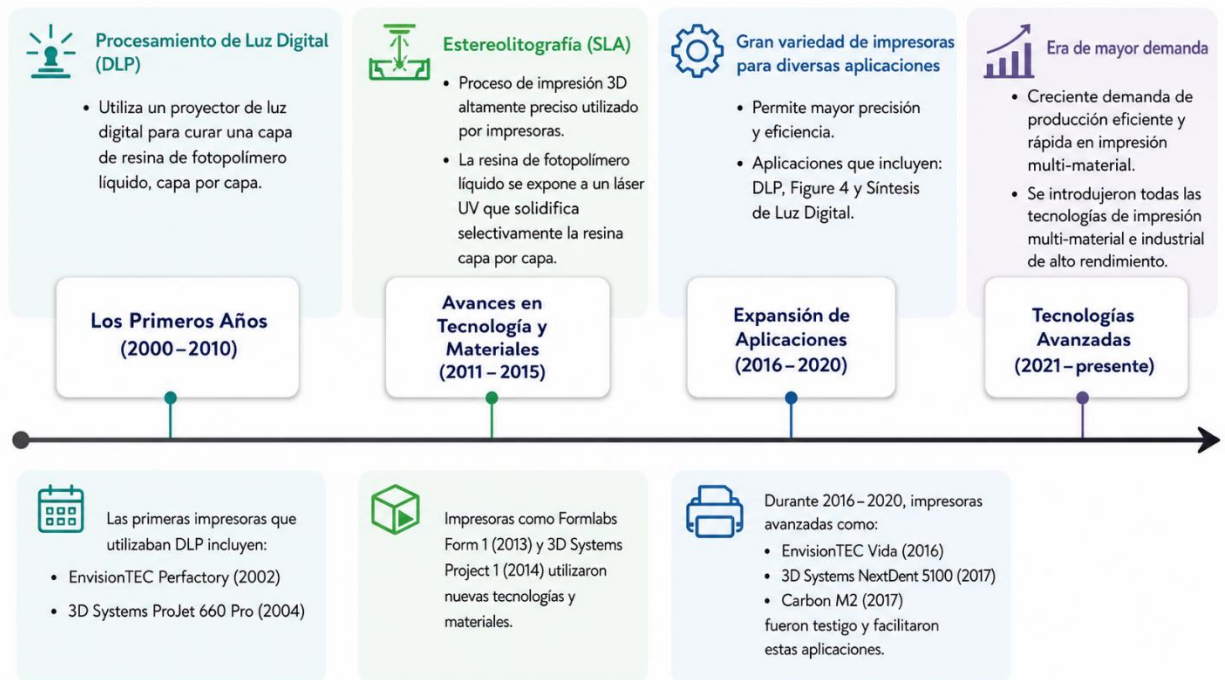


Figura 1. Cronología histórica de la impresión 3D. Adaptado de: Chen Y, Wei J. Application of 3D Printing Technology in Dentistry: A Review. *Polymers*. 17(7):886.(2)

Técnica de impresión 3D:

La tecnología de impresión 3D es una tecnología interdisciplinaria que incluye maquinaria, técnica informática, control numérico y tecnología de materiales. Por lo general, el proceso de impresión 3D consta de tres pasos: en primer lugar, el diseño de los modelos 3D mediante un software de modelado informático; en segundo lugar, el modelo 3D se corta en rodajas; por último, la impresión del modelo capa por capa. Así, en teoría, cualquier modelo tridimensional complejo podría fabricarse mediante la técnica de impresión 3D.(33)

Los materiales utilizados en la impresión 3D por fotocurado son resinas fotosensibles. El mecanismo de fotocurado se elegiría en función de la longitud de onda de la lámpara y de la tecnología de impresión. En general, la resina fotosensible que se utiliza en la técnica SLA se basa en el mecanismo de fotopolimerización catiónica o fotopolimerización híbrida. Hay tres razones para elegir este mecanismo. (33)

Fotopolimerización catiónica: La longitud de onda del haz láser de SLA es de 355 nm. A esta longitud de onda, se puede realizar tanto la fotopolimerización radical como la catiónica.

Contracción de volumen: La contracción de volumen es una debilidad fatal de la fotopolimerización, ya que podría inducir una fuerte tensión interna que causaría la deformación del material y, finalmente, el material se rompería. La contracción de volumen da como resultado la disminución de la precisión del modelo de impresión. Por lo tanto, la contracción de volumen es una desventaja para la impresión 3D por fotocurado. La fotopolimerización catiónica tiene una contracción de volumen baja o nula.

Fuente de luz: Si la fuente de luz coincide con la absorción del fotoiniciador catiónico, la resina fotosensible catiónica es una buena opción para la impresión 3D fotopolimerizable.(33)

Pasos impresión 3D

La impresión 3D dental integra tecnologías de diseño y fabricación asistidos por computadora (CAD/CAM), escaneo digital e impresión tridimensional para la elaboración de restauraciones y dispositivos dentales personalizados. El proceso inicia con la obtención de un modelo digital mediante escaneo intraoral, tomografía computarizada o escáneres extraorales. Posteriormente, esta información se emplea para desarrollar un diseño virtual utilizando software de diseño asistido por computadora (CAD). Una vez finalizado el diseño, el archivo se convierte a un formato compatible con la impresora 3D, como STL (Standard Tessellation Language), permitiendo la fabricación del objeto mediante técnicas de manufactura aditiva. Dependiendo de la tecnología utilizada, el material se deposita o fotopolimeriza capa por capa hasta obtener la estructura deseada. Finalmente, se realizan procedimientos de posprocesamiento, como limpieza, poscurado y acabado, con el fin de garantizar que el producto cumpla con los requisitos clínicos, mecánicos y estéticos. Este flujo digital optimiza la precisión y la personalización de los tratamientos, además de reducir los tiempos de producción, permitiendo a odontólogos y laboratorios obtener resultados de alta calidad de manera más eficiente (Figura 2).(1,43)

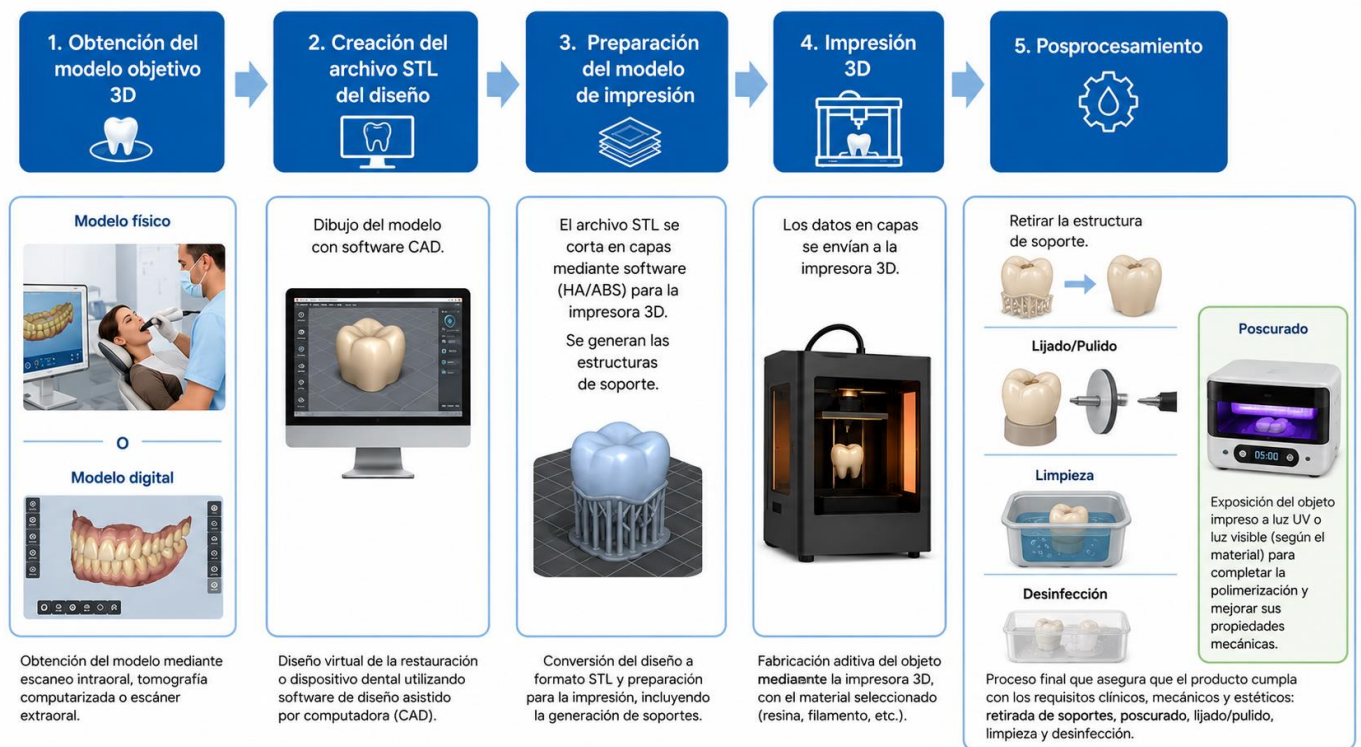


Figura 2. Pasos impresión 3D. Adaptado de: Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. Adv Eng Mater. 2019;21(6):1801013.(43)

Poscurado

El postcurado es un proceso esencial en la impresión 3D de resina, ya que mejora las propiedades mecánicas, biocompatibilidad y estabilidad del producto final. Durante la primera polimerización, algunos monómeros no se curan completamente debido a la inhibición por oxígeno, lo que resulta en piezas flexibles y con propiedades subóptimas. Este proceso aumenta el grado de conversión (GC), resistencias mecánicas, térmicas y químicas de las piezas. Inicialmente, el GC es bajo debido a la alta movilidad de los monómeros y su rápida polimerización hasta alcanzar el punto de gelificación, donde la movilidad se reduce y la conversión

quedada limitada. El postcurado proporciona energía adicional para mejorar la polimerización y la reticulación de la red polimérica, aumentando así el GC.(28)

Métodos de poscurado en resinas dentales impresas en 3D

Diversas estrategias de poscurado han sido desarrolladas con el fin de maximizar la conversión de monómeros residuales y mejorar el desempeño de las resinas dentales impresas en 3D. Estas técnicas difieren en las condiciones de irradiación, temperatura y ambiente de procesamiento, factores que pueden modificar significativamente las propiedades mecánicas, químicas y biológicas del material. Los principales métodos reportados en la literatura incluyen el poscurado con luz ultravioleta, el tratamiento térmico, los sistemas combinados de luz y calor, el curado en atmósfera de nitrógeno y el poscurado en medios líquidos. (28,44)

Poscurado mediante luz ultravioleta (UV)

El poscurado con luz ultravioleta constituye el método más ampliamente utilizado en odontología digital. Consiste en la exposición de las piezas impresas a fuentes de luz con longitudes de onda comprendidas generalmente entre 385 y 405 nm, coincidentes con el espectro de absorción de los fotoiniciadores presentes en la mayoría de las resinas dentales fotopolimerizables. Durante este proceso se activan los fotoiniciadores remanentes, promoviendo la formación adicional de radicales libres y favoreciendo la conversión de los dobles enlaces carbono-carbono que permanecieron sin reaccionar tras la impresión inicial.(45,46)

Estudios(39,47,48) han demostrado que el aumento del tiempo y la intensidad de exposición durante el poscurado UV incrementa el grado de conversión, la dureza superficial, la resistencia flexural y el módulo elástico de las resinas impresas. Asimismo, una mayor conversión reduce la liberación de monómeros residuales potencialmente citotóxicos, mejorando la biocompatibilidad del material. Sin embargo, tiempos excesivos de exposición pueden generar contracción adicional, fragilidad o cambios cromáticos dependiendo de la composición de la resina.

Poscurado térmico

El tratamiento térmico utiliza temperaturas elevadas para aumentar la movilidad molecular dentro de la matriz polimérica y facilitar la continuación de las reacciones de polimerización. Durante la fotopolimerización inicial, la formación de la red polimérica restringe progresivamente el movimiento de los monómeros y radicales libres, limitando la conversión. La aplicación posterior de calor favorece la difusión molecular y permite que grupos funcionales no reaccionados continúen participando en la reacción de polimerización.(28,44,49)

Las temperaturas empleadas suelen oscilar entre 60 °C y 120 °C, dependiendo de las recomendaciones del fabricante y de la estabilidad térmica del material. Diversos estudios han reportado incrementos significativos en el grado de conversión, resistencia flexural y estabilidad química tras la aplicación de tratamientos térmicos complementarios. No obstante, temperaturas excesivamente elevadas pueden ocasionar deformaciones dimensionales o tensiones internas que comprometan la precisión de las restauraciones impresas (28,44,49)

Poscurado termo-fotónico (luz y calor)

El poscurado termo-fotónico combina simultáneamente radiación lumínica y temperatura controlada, aprovechando el efecto sinérgico de ambos mecanismos. Mientras la luz activa los fotoiniciadores residuales, el incremento de temperatura favorece la movilidad de las cadenas poliméricas y de los monómeros no reaccionados, permitiendo una conversión más completa. Esta estrategia ha mostrado resultados superiores en comparación con el uso aislado de luz o calor, alcanzando mayores valores de grado de conversión, dureza superficial y resistencia flexural. Debido a estos beneficios, numerosos sistemas comerciales de poscurado para aplicaciones dentales incorporan actualmente cámaras que integran iluminación LED de alta potencia con control térmico automatizado. (9,44)

Poscurado en atmósfera inerte

La inhibición por oxígeno constituye uno de los principales factores que limitan la polimerización superficial de las resinas fotocurables. El oxígeno atmosférico reacciona con los radicales libres generados durante la fotopolimerización, formando especies menos reactivas que disminuyen la eficiencia de la reacción. (50)

Con el fin de minimizar este fenómeno, algunos protocolos emplean atmósferas inertes, principalmente nitrógeno, durante el proceso de poscurado. La reducción de la concentración de oxígeno favorece una polimerización más eficiente de las capas superficiales y mejora el grado de conversión global del material. Se han evidenciado incrementos en la dureza superficial, resistencia al desgaste y estabilidad química cuando el poscurado se realiza en condiciones libres de

oxígeno. Sin embargo, la necesidad de equipos especializados limita su aplicación rutinaria en la práctica clínica.(28,44)

1.5. Objetivos

Objetivo general:

Evaluar el efecto de diferentes protocolos de poscurado sobre la microdureza y la dureza superficial de resinas dentales impresas en 3D para uso definitivo.

Objetivos específicos:

- Evaluar la microdureza y la dureza superficial de las resinas dentales impresas en 3D sometidas a diferentes condiciones de poscurado.
- Comparar los valores de microdureza y dureza superficial entre el grupo control y los grupos sometidos a poscurado.

- Comparar los valores de microdureza y dureza superficial entre los diferentes grupos experimentales según las condiciones de poscurado.
- Analizar la influencia de las condiciones de poscurado sobre la microdureza y la dureza superficial de las resinas dentales impresas en 3D.

Capítulo II

2.1 Tipo de estudio:

Estudio experimental *In Vitro*

2.2 Hipótesis operativas

Hipótesis nula

No existen diferencias estadísticamente significativas en la microdureza ni en la dureza superficial de las resinas dentales impresas en 3D entre los diferentes protocolos de poscurado.

Hipótesis alterna

Existen diferencias estadísticamente significativas en la microdureza y/o en la dureza superficial de las resinas dentales impresas en 3D entre los diferentes protocolos de poscurado

2.3 Objeto de estudio

Microdureza y dureza superficial

2.4 Población de estudio

Resinas dentales fotopolimerizables fabricadas previamente mediante impresión 3D y destinadas a restauraciones definitivas.

2.5 Muestra y Muestreo.

Se obtuvo una muestra total de 60 discos elaborados en resina fotopolimerizable Prizma 3D Bio Crown Diamond (MakertechLabs, Tatuí, SP, Brasil), los cuales fueron asignados mediante muestreo aleatorio simple en siete grupos experimentales (n = 10 por grupo), de acuerdo con el sistema de poscurado empleado, la presencia o ausencia de oxígeno y el tiempo de exposición.

La distribución de los grupos de estudio se estableció de la siguiente manera:

- **Grupo E-SN15** (n= 10): Poscurado mediante sistema LED tipo Elegoo Mercury Plus 2.0 (Elegoo Inc., Shenzhen, China) sin oxígeno durante 15 minutos+ glicerina
- **Grupo E-SN30** (n = 10): Poscurado mediante sistema LED tipo Elegoo Mercury Plus 2.0 (Elegoo Inc., Shenzhen, China) sin oxígeno durante 30 minutos+glicerina
- **Grupo E-C15** (n = 10): Poscurado mediante sistema LED tipo Elegoo Mercury Plus 2.0 (Elegoo Inc., Shenzhen, China) con oxígeno durante 15 minutos sin glicerina
- **Grupo E-C30** (n = 10): Poscurado mediante sistema LED tipo Elegoo Mercury Plus 2.0 (Elegoo Inc., Shenzhen, China) con oxígeno durante 30 minutos sin glicerina
- **Grupo O-N** (n = 10): Poscurado mediante sistema Otoflash G171 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) + atmósfera de Nitrógeno
- con atmósfera de nitrógeno (2 × 2000 flashes).
- **Grupo S-N:** (n = 10): Poscurado mediante sistema Otoflash G171 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) sin atmósfera de nitrógeno (3 × 2000 flashes).

2.6 Criterios de elegibilidad

Criterios de Inclusión.

- Discos obtenidos mediante impresión 3D bajo parámetros estandarizados de fabricación.
- Especímenes con dimensiones homogéneas y sin deformaciones visibles.

- Superficies íntegras, libres de porosidades, burbujas o defectos estructurales.
- Muestras sometidas a los protocolos de poscurado definidos para cada grupo experimental.

Criterios de exclusión.

- Discos con defectos de impresión, fracturas o irregularidades superficiales evidentes.
- Muestras contaminadas durante el proceso de fabricación, manipulación o almacenamiento.
- Especímenes que no cumplieron con los parámetros establecidos de poscurado.
- Discos con alteraciones dimensionales o desgaste previo a la medición.

2.7 Procedimiento

Preparación de la muestra

El presente estudio experimental in vitro fue aprobado por el Comité de Ética de la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC), Bogotá. Inicialmente, se fabricaron 120 discos de resina fotopolimerizable Prizma 3D Bio Crown Diamond (MakertechLabs, Tatuí, SP, Brasil) con dimensiones de 2 mm de espesor y 10 mm de diámetro. Los especímenes fueron diseñados mediante el software Autodesk

Meshmixer (Autodesk Inc., San Rafael, CA, EE. UU.) y fabricados mediante impresión 3D. Posteriormente, cada disco fue inspeccionado visualmente y sus dimensiones fueron verificadas con un calibrador metálico para estandarizar el espesor y el diámetro de las muestras (Figura 3).(51) Aquellos especímenes que presentaron defectos de impresión, irregularidades superficiales, deformaciones o desviaciones dimensionales fueron excluidos del estudio. Tras la aplicación de estos criterios de selección, se obtuvieron 60 discos que cumplieron con los requisitos establecidos y conformaron la muestra final del estudio. Posteriormente, las muestras seleccionadas se sometieron a limpieza ultrasónica mediante inmersión en alcohol isopropílico al 90% durante 3 minutos, con el fin de eliminar residuos de material no curado (Figura 3).(51) Las características y especificaciones de los materiales y equipos empleados en el estudio se describen en la Tabla1

Tabla 1. Materiales y equipos utilizados en el estudio.

Material / Equipo	Tipo	Fabricante	Composición química / especificaciones
Prizma 3D Bio Crown Diamond	Resina fotopolimerizable para restauraciones definitivas impresas en 3D	Makertechlabs, Tatuí, SP, Brasil	• Monómeros acrilados (> 10 % en peso) • Oligómeros acrilados (< 65 % en peso) • Pigmento o carga ($\leq$ 10 % en peso) • Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil) • Fosfina (< 5 % en peso)
AccuFab-L4K	Impresora 3D LCD	SHINING 3D, Hangzhou, China	• Longitud de onda de 405 nm • Fuente de luz UV LED + LCD, • Resolución 4K (3840 × 2400) • Tamaño de píxel de 50 μm • Longitud de curado UV de 360°
Elegoo Mercury Plus V3.0	Cámara de poscurado LED UV	Elegoo Inc., Shenzhen, Guangdong, China	• Potencia UV: 48 W • Plataforma giratoria de 360° • Voltaje: 100–240 V
Otoflash G171	Cámara de poscurado por xenón con atmósfera opcional de nitrógeno	NK Optik, Baierbrunn, Alemania	• Sistema de lavado y curado 2 en 1 • Rango espectral: 280–700 nm • Máxima emisión: 400–500 nm • 2 lámparas flash de 100 W • 2000 flashes por cada lado

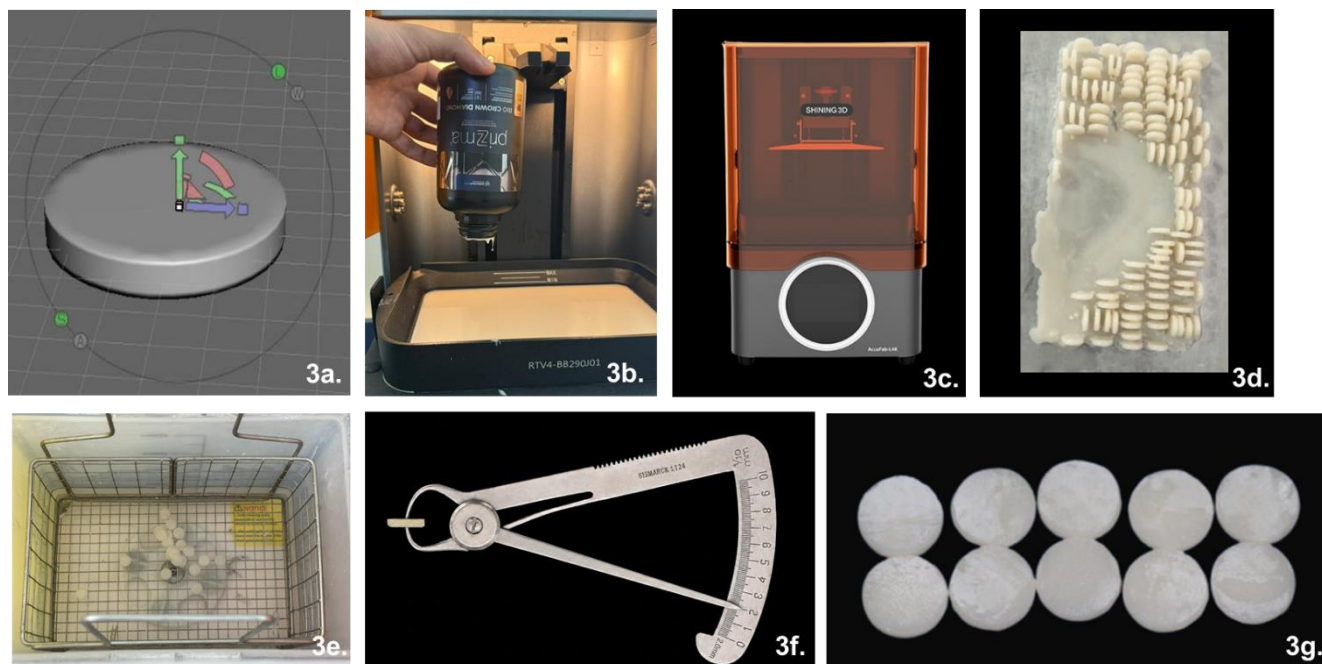


Figura 3. Preparación de la muestra. 3a. Diseño del disco; 3b. Vertimiento resina fotopolimerizable Prizma 3D Bio Crown Diamond (MakertechLabs, Tatuí, SP, Brasil); 1c. Impresora AccuFab-L4K (SHINING 3D Technology Inc., Hangzhou, China); 3d.

Discos posterior a la impresión; 3e Inmersión discos alcohol isopropílico;3f.

Calibración discos; 3g. Discos impresos.

Agrupación de la muestra

Los 60 discos obtenidos se asignaron mediante aleatorización simple en seis grupos experimentales (n= 10 por grupo), de acuerdo con el sistema de poscurado empleado (Figura 4).

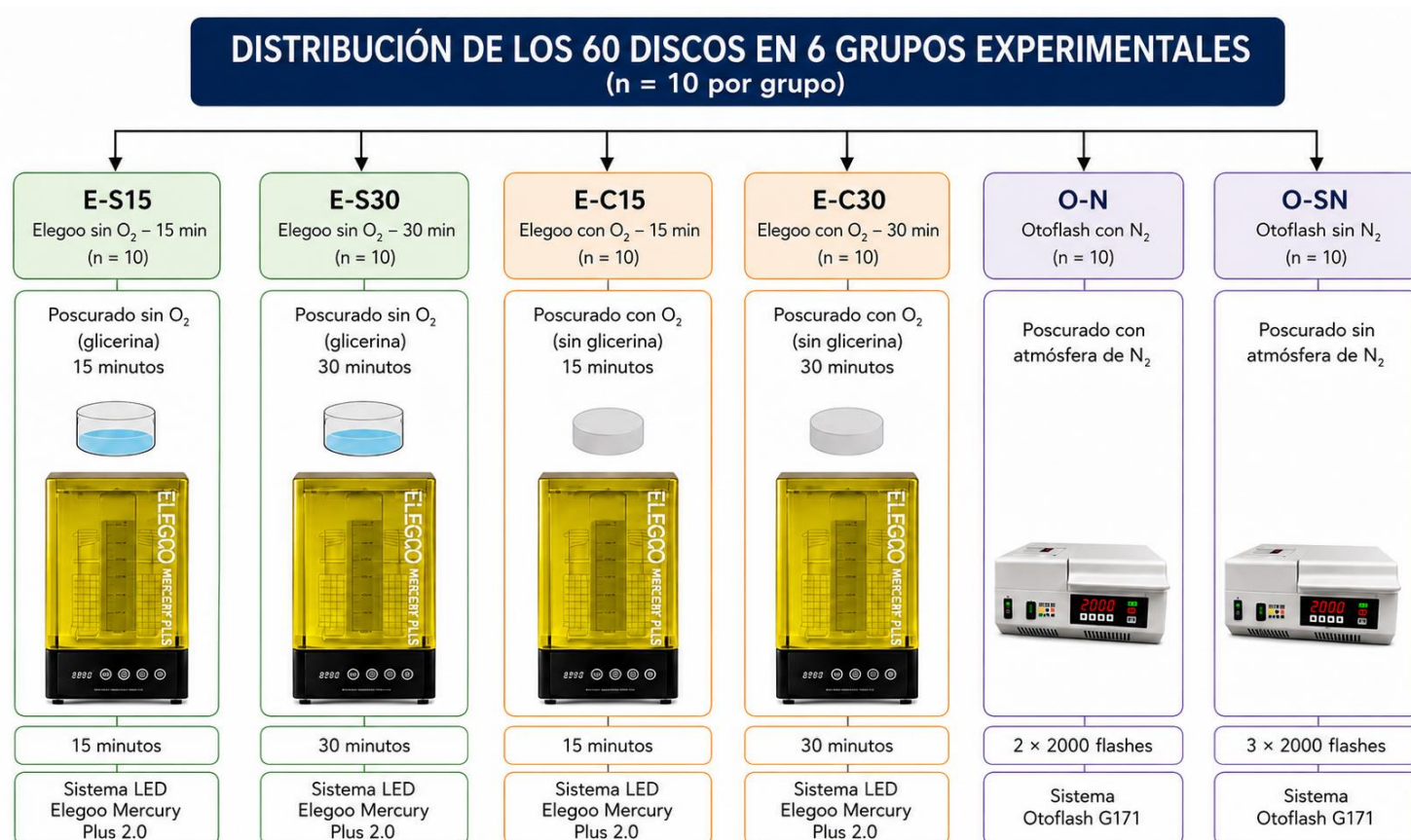


Figura 4. Diagrama de flujo agrupación de la muestra.

Evaluación dureza

La dureza de las muestras se evaluó mediante pruebas de microdureza y dureza superficial. La microdureza se determinó con un microdurómetro Shimadzu HMV (Shimadzu Corporation, Tokio, Japón), aplicando una carga de 500 g durante 10 s. En cada espécimen se realizaron cinco indentaciones en diferentes puntos del disco y los valores de dureza Vickers (HV) fueron registrados en Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corp., Redmond, WA, EE. UU.). La dureza superficial se evaluó mediante ensayo Shore D, según la norma ASTM D2240, utilizando un durómetro digital Shore D Modelo 560-10D (Gain Express Holdings Ltd., Hong Kong, China). Cada muestra fue sometida a indentación durante 10 s en múltiples puntos de la superficie, calculándose posteriormente el valor promedio. Los resultados se expresaron en una escala de 0 a 100 unidades Shore D, donde valores mayores indican una mayor dureza del material (Figura 5).



Figura 5. Evaluación dureza. 4a. Microdurómetro; 4b. Prueba Shore D.

2.8 Análisis estadístico

Se utilizó un programa de software estadístico Stata v14 (Stata Corp, Texas, EE. UU.). Las diferencias entre los valores de dureza entre los distintos protocolos de poscurado se evaluaron con la prueba ANOVA de Welch. Para las comparaciones múltiples por pares entre los grupos experimentales, se utilizó la prueba post hoc de Games–Howell. Las comparaciones se realizaron de manera bilateral, considerando estadísticamente significativo un valor de $p < 0,05$. Los resultados se expresaron como media $\pm$ desviación estándar e intervalos de confianza del 95%. La normalidad de la distribución de los datos se verificó mediante la prueba de Shapiro–Wilk, evidenciándose una distribución normal en todos los grupos ($p > 0,05$) con un valor mínimo de 0,871 y máximo de 0,976. La homogeneidad de varianzas se evaluó con la prueba de Levene, la cual mostró heterogeneidad entre los grupos experimentales ($p < 0,001$).

2.9 Aspectos éticos

No aplica por ser estudio In vitro

3. Resultados

Los resultados de microdureza se presentan en la Tabla 2. Los valores más altos se registraron en los grupos E-C15 y E-C30, ambos con una media de 39,1 HV. En contraste, los grupos E-S15 y O-N mostraron los valores más bajos de microdureza, con una media de 36,0 HV.

Tabla 2. Promedios de microdureza según protocolo de poscurado.

Grupo	Media	DE	EE	IC 95%
E-S15	36,0	1,7	0,6	34,75 – 37,25
E-S30	38,3	1,1	0,3	37,53 – 39,07
E-C15	39,1	0,9	0,3	38,47 – 39,81
E-C30	39,1	1,2	0,4	38,23 – 39,91
O-N	36,0	0,7	0,2	35,54 – 36,52
O-SN	36,9	0,5	0,2	36,57 – 37,29

DE: Desviación estándar; EE: Error Estándar de la media; IC: intervalo de confianza

A nivel de la dureza superficial EC-15 presentó el valor promedio más alto de dureza superficial, con una media de $94,3 \pm 0,68$ Shore D. El grupo O-SN exhibió el valor promedio más bajo de dureza superficial, correspondiente a $93,3 \pm 0,48$ Shore D (Tabla 3).

Tabla 3. Promedios dureza superficial Shore D según protocolos de poscurado.

Grupo	Media	DE	EE	IC 95%
E-S15	93,5	0,53	0,17	93,12 – 93,88
E-S30	93,9	0,32	0,1	93,67 – 94,13
E-C15	94,3	0,68	0,21	93,82 – 94,78
E-C30	93,7	0,48	0,15	93,36 – 94,04
O-N	93,6	0,84	0,27	93,00 – 94,20
O-SN	93,3	0,48	0,15	92,96 – 93,64

DE: Desviación estándar; EE: Error Estándar de la media; IC: intervalo de confianza

La prueba post hoc de Games–Howell mostró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos E-SN15 y E-SN30, E-SN15 y O-N, E-SN15 y O-SN, E-SN30 y O-N, E-SN30 y O-SN, así como entre O-N y O-SN ($p < 0,05$). Las diferencias de medias observadas en estas comparaciones oscilaron entre 0,03 y 2,30 HV. Asimismo, los grupos E-C15 y E-C30 presentaron valores de microdureza significativamente superiores a los de los grupos O-N y O-SN ($p < 0,001$), con diferencias de medias comprendidas entre 2,14 y 3,11 HV (Tabla 4).

Tabla 4. Comparación de los promedios de microdureza entre los diferentes protocolos de poscurado.

Grupo	E-SN15	E-SN30	E-C15	E-C30	O-N	O-SN
E-SN 15		2,3 *	3,14 ***	3,07***	0,03 *	0,93*
E-SN30		0,84		0,77	2,27*	1,37*
E-C15				0,07	3,11***	2,21***
E-C30					3,04***	2,14***
O-N						0,9*
O-SN						

Prueba pos-hoc Games–Howell; Estadísticamente significativo a* $P < 0.05$; ** $P < 0.01$; *** $P < 0.001$.

El análisis post hoc de Games–Howell no mostró diferencias estadísticamente significativas en la dureza superficial Shore D entre los protocolos de poscurado evaluados ($p > 0,05$). No obstante, se observaron diferencias de medias de 0,8 unidades entre los grupos E-SN15 y E-SN30, de –0,6 unidades entre los grupos E-C15 y E-C30, y de 0,3 unidades entre los grupos O-N y O-SN (Tabla 5)

Tabla 5. Comparación de los promedios de dureza superficial Shore D entre los diferentes protocolos de poscurado.

Grupo	E-SN15	E-SN30	E-C15	E-C30	O-N	O-SN
E-SN15	-	0,8	-	-	-	-
E-SN30	-	-	-	-	-	-
E-C15	-	-	-	-0,6	-	-
E-30	-	-	-	-	-	-
O-N	-	-	-	-	-	0,3
O-SN	-	-	-	-	-	-

Prueba pos-hoc Games–Howell; Estadísticamente significativo a $*P<0.05$;

$**P<0.01$; $***P<0.001$.

4. Discusión

El presente estudio evaluó el efecto de diferentes protocolos de poscurado sobre la microdureza y la dureza superficial de resinas dentales impresas en 3D para uso definitivo. Los resultados evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en los valores de microdureza entre los protocolos evaluados; sin embargo, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la dureza superficial. En consecuencia, la hipótesis nula fue parcialmente rechazada.

Frente a la dureza superficial Shore D, la ficha técnica de la resina PriZma 3D Bio Crown Diamond reporta un valor de referencia de 92,5 Shore D, inferior a los valores obtenidos en el presente estudio, que oscilaron entre 92,9 y 94,3 Shore D.(52) Los hallazgos indican que todos los protocolos de poscurado evaluados fueron capaces de alcanzar un grado de conversión adecuado, permitiendo obtener propiedades superficiales iguales o superiores a las reportadas por el fabricante. Esto indicaría que los protocolos empleados favorecieron una mayor densidad de entrecruzamiento polimérico y, en consecuencia, mejores propiedades mecánicas superficiales del material.(9,18,53) Pese a que se observaron diferencias entre grupos, estas fueron mínimas y no alcanzaron significancia estadística, lo que sugiere que la dureza superficial podría ser menos sensible a las variaciones en las condiciones de poscurado evaluadas. De manera similar, Aguilar et al.(54) reportaron valores promedio de dureza Shore D de 92,2 y 92,6 para tiempos de polimerización de 10 y 15 minutos, respectivamente. Resultados concordantes con el presente estudio, especialmente en los grupos sometidos a mayores tiempos de poscurado, donde se observaron valores superiores de dureza superficial.

Estudios previos (8–10) han demostrado que el incremento del tiempo de poscurado mejora significativamente las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D al favorecer un mayor grado de conversión monomérica y la estabilización de las propiedades físicas y mecánicas de los materiales fotopolimerizables. Asimismo, se ha reportado que variaciones en las condiciones de poscurado, particularmente la temperatura, influyen directamente en el comportamiento mecánico y la biocompatibilidad de estas resinas, debido a una polimerización más eficiente de la

matriz resinosa.(9) Una revisión reciente (28) revisión reciente señaló que protocolos de poscurado optimizados incrementan la microdureza, estabilidad dimensional y resistencia mecánica de las resinas impresas en 3D, especialmente cuando se reduce la inhibición por oxígeno durante la polimerización.

A nivel de microdureza, los valores promedio oscilaron entre $36,0 \pm 0,7$ HV y $39,1 \pm 1,2$ HV, siendo superiores a los reportados por Vasques et al. .(19), quienes informaron valores de dureza Knoop entre 11,8 y 18,7 KHN para resinas fotopolimerizables sometidas a diferentes protocolos de posprocesamiento, y por Rodríguez et al.(55), quienes registraron valores de $17,4 \pm 2,5$ KHN para BioCrown y $17,8 \pm 1,5$ KHN para BioProv. Aunque las diferencias metodológicas entre los ensayos Vickers y Knoop, así como la variabilidad en los materiales y protocolos evaluados, limitan la comparación directa entre estudios, estos resultados sugieren que las condiciones de poscurado empleadas favorecieron una adecuada conversión polimérica y el desarrollo de propiedades mecánicas favorables.

Los grupos sometidos a poscurado en la unidad Elegoo en presencia de oxígeno durante 15 y 30 minutos presentaron los mayores valores de microdureza, lo que sugiere que tiempos prolongados de irradiación favorecen una polimerización más completa y, en consecuencia, una mayor resistencia superficial del material. Estos hallazgos coinciden con los reportados por Alharbi et al.(56), quienes señalaron que tiempos de pospolimerización de hasta 40 minutos mejoran significativamente las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D. De manera similar, Aktug Karademir et al. (57) observaron que el aumento del tiempo de poscurado de 5 a 30

minutos incrementa progresivamente la microdureza y el grado de conversión monomérica, alcanzando valores de hasta 29,1 VHN y un 74,6 % de conversión. En conjunto, estos resultados podrían explicarse por una mayor conversión de los enlaces carbono-carbono remanentes y la formación de una red polimérica más densa y estable, asociadas a mejores propiedades mecánicas superficiales.

Investigaciones previas(12–16) han señalado que la exclusión del oxígeno durante la polimerización puede favorecer las propiedades mecánicas de las resinas al disminuir la formación de la capa inhibida por oxígeno. Sin embargo, en el presente estudio los grupos sometidos a atmósferas reducidas de oxígeno no mostraron mayores valores de microdureza en comparación con los demás protocolos evaluados. Estos hallazgos coinciden con lo reportado por Soares et al.(58), quienes evaluaron la aplicación de gel de glicerina como barrera física al oxígeno durante el poscurado y observaron valores de microdureza Knoop para la resina Prisma 3D Bio Crown entre $18,0 \pm 2,9$ y $20,1 \pm 2,8$ KHN, sin diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones analizadas. Lo anterior plantea que la microdureza podría estar más influenciada por factores como las características intrínsecas del material y condiciones generales del sistema de poscurado,

Por otra parte, los grupos sometidos a poscurado mediante Otofash con y sin nitrógeno presentaron valores promedios similares de microdureza. Una revisión sistemática reciente (59) concluyó que las atmósferas ricas en nitrógeno no modifican significativamente la mayoría de las propiedades mecánicas de los materiales dentales impresos en 3D. En consecuencia, la incorporación de

nitrógeno durante el poscurado podría no generar beneficios clínicamente relevantes en la microdureza y dureza superficial de resinas impresas.

Los resultados del presente estudio deben interpretarse considerando que la evidencia disponible sobre resinas definitivas impresas en 3D continúa siendo limitada. Entre las fortalezas del presente estudio destaca la evaluación simultánea de microdureza y dureza superficial en una resina definitiva impresa en 3D, así como la comparación de distintos sistemas y condiciones de poscurado, incluyendo atmósferas con y sin oxígeno. Así mismo las muestras fueron fabricadas bajo condiciones estandarizadas previamente evaluados en estudios previos (51,57). Adicionalmente, todas las pruebas se realizaron en el mismo laboratorio y fueron ejecutadas por un operador previamente calibrado. Sin embargo, el estudio presenta limitaciones relacionadas con la evaluación de una única resina comercial y un número limitado de protocolos de poscurado, lo que restringe la extrapolación de los resultados a otros materiales y sistemas disponibles en el mercado. Asimismo, al tratarse de un estudio in vitro, no reproduce completamente las condiciones clínicas del medio oral.

Desde el punto de vista clínico, los resultados sugieren que la optimización de los protocolos de poscurado puede mejorar la microdureza y la dureza superficial de las resinas impresas en 3D para uso definitivo, propiedades relacionadas con la resistencia al desgaste y la longevidad clínica. Sin embargo, la variabilidad observada evidencia la necesidad de estandarizar los protocolos de poscurado según el tipo de resina y el dispositivo utilizado. Se requieren futuros estudios que

incluyan análisis del grado de conversión, termociclado y evaluación de otras propiedades mecánicas y biológicas para establecer protocolos clínicamente predecibles.

5. Conclusiones

- Los diferentes protocolos de poscurado influyeron significativamente en la microdureza de la resina Prizma 3D Bio Crown Diamond, evidenciando que las condiciones de pospolimerización pueden modificar las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D para uso definitivo.
- El sistema de poscurado LED tipo Elegoo en presencia de oxígeno, aplicado durante 15 y 30 minutos, presentó los mayores valores de microdureza en la resina evaluada, lo que sugiere una mayor eficiencia en el proceso de pospolimerización.
- Los protocolos de poscurado evaluados no mostraron diferencias significativas en la dureza superficial, lo que indica que todos permitieron alcanzar niveles similares de polimerización superficial.
- La incorporación de atmósferas con bajo contenido de oxígeno o enriquecidas con nitrógeno no produjo mejoras relevantes en la microdureza ni en la dureza superficial de la resina evaluada.

6. Recomendaciones

- Evaluar otras propiedades mecánicas como resistencia flexural, módulo elástico y desgaste superficial.
- Incluir diferentes resinas definitivas y sistemas de impresión 3D para mejorar la extrapolación clínica.
- Investigar el efecto del envejecimiento artificial y termociclado sobre las propiedades mecánicas.
- Comparar resinas impresas en 3D con materiales CAD-CAM convencionales en condiciones clínicas.

7. Referencias bibliográficas

1. Yüceer ÖM, Kaynak Öztürk E, Çiçek ES, Aktaş N, Bankoğlu Güngör M. Three-Dimensional-Printed Photopolymer Resin Materials: A Narrative Review on Their Production Techniques and Applications in Dentistry. *Polymers*. 17(3):316.
2. Chen Y, Wei J. Application of 3D Printing Technology in Dentistry: A Review. *Polymers*. 17(7):886.
3. Kim J, Lee DH. Influence of the Postcuring Process on Dimensional Accuracy and Seating of 3D-Printed Polymeric Fixed Prostheses. *BioMed Res Int*. 2020:2150182.
4. Nair KC, C Dathan P, Sb S, K Soman A. Hardness of Dental Materials is an Essential Property that Determines the Life of Restorations - An Overview. *Acta Sci Dent Scienecs*. 2022;129-34.
5. Flottes Y, Smail Y, Palomino-Durand C, Attal JP, Ceinos R, François P, et al. Properties of 3D printed resins for definitive dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2026;135(4):e6-27.
6. Lozada MIT, Rondón AKA, Cordeiro IB, Borella PS, Junqueira PC, Mendonça G, et al. Physicomechanical properties of 3D printed resins for producing definitive dental crowns. *J Prosthet Dent*. 2025;S0022-3913(25)00611-0.
7. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent*. 2021;115:103856.

8. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers*. 2020;12(11):2762.
9. 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*. 2021;13(8):1180.
10. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;126:104993.
11. Sahrir CD, Ruslin M, Lee SY, Lin WC. Effect of various post-curing light intensities, times, and energy levels on the color of 3D-printed resin crowns. *J Dent Sci*. 2024;19(1):357-63.
12. Aromaa MK, Vallittu PK. Delayed post-curing stage and oxygen inhibition of free-radical polymerization of dimethacrylate resin. *Dent Mater*. 2018;34(9):1247-52.
13. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res*. 2005;84(8):725-9.
14. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci*. 2015;123(1):53-60.

15. Zhao Z, Mu X, Wu J, Qi HJ, Fang D. Effects of oxygen on interfacial strength of incremental forming of materials by photopolymerization. *Extreme Mech Lett*. 2016;9:108-18.
16. Sawada Y, Haruyama Y, Kanda K, Matsui S, Okada M, Miyake H, et al. Evaluation of the curing process of UV resins in a 1,1,1,3,3-pentafluoropropane gas environment by photo differential scanning calorimetry and Fourier transform infrared spectroscopy. *J Vac Sci Technol B*. 2011;29(6):06FC05.
17. Simoneti DM, Pereira-Cenci T, Dos Santos MBF. Comparison of material properties and biofilm formation in interim single crowns obtained by 3D printing and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):168-72.
18. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;115:104254.
19. Vasques MT, Mulder JN, Machado DS, Lagana DC. The influence of the post-processing method on knoop hardness of photosensitive resins for 3D SLA printer used in Dentistry. *Clin Lab Res Dent*. 2019.
20. Summitt, JB, Robbins, JW y Schwartz, RS. Fundamentals of operative dentistry : a contemporary approach. 2.^a ed. United States: Quintessence Pub. Co; 2001. 424 p.
21. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. enero de 2011;27(1):29-38.

22. Thomaidis S, Kakaboura A, Mueller WD, Zinelis S. Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. agosto de 2013;29(8):e132-141.
23. Caussin E, Moussally C, Le Goff S, Fasham T, Troizier-Cheyne M, Tapie L, et al. Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. *Materials*. 19 de febrero de 2024;17(4):950.
24. Elhadad AA, Rosa-Sainz A, Cañete R, Peralta E, Begines B, Balbuena M, et al. Applications and multidisciplinary perspective on 3D printing techniques: Recent developments and future trends. *Mater Sci Eng R Rep*. 2023;156:100760.
25. Ronald L. Sakaguchi, Jack Ferracane, John M. Powers. *Craig's Restorative Dental Materials*. 14.^a ed. St. Louis, Missouri, Estados Unidos.: Mosby; 2018.
26. Kimmel M, Faggion CM. Systematic Reviews Comparing Direct and Indirect Restorations: An Umbrella Review That Examines Restoration Type and Confidence in Results. *Clin Exp Dent Res*. 26 de mayo de 2025;11(3):e70149.
27. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2011;27(6):598-607.
28. Hassanpour M, Narongdej P, Alterman N, Moghtadernejad S, Barjasteh E. Effects of Post-Processing Parameters on 3D-Printed Dental Appliances: A Review. *Polymers*. 1 de octubre de 2024;16(19):2795.

29. Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, Ashraf M, Wally R, Soliman A, et al. Systematic review and meta analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials. *Sci Rep*. 2025;15:29207.
30. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2009;25(3):348-52.
31. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016;32(8):998-1006.
32. Aravamudhan K, Floyd CJE, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, et al. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(2):213-23.
33. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110-5.
34. Souza ALC, Cruvinel Filho JL de O, Rocha SS da. Flexural strength and Vickers hardness of milled and 3D-printed resins for provisional dental restorations. *Braz J Oral Sci*. 2023;22:e238439.
35. Chang J, Choi Y, Moon W, Chung SH. Impact of postpolymerization devices and locations on the color, translucency, and mechanical properties of 3D printed interim resin materials. *J Prosthet Dent*. 2024;132(3):636-43.

36. Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O. Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. *J Prosthet Dent*. 2024;131(5):943-50.
37. Costa LPG da, Zamalloa SID, Alves FAM, Spigolon R, Mano LY, Costa C, et al. 3D printers in dentistry: a review of additive manufacturing techniques and materials. *Clin Lab Res Dent*. 2021.
38. Tanthasri T, Jia-Mahasap W, Rungsiyakull P. Wear resistance of 3D printed denture teeth: Influence of printing technology and build orientation. *J Prosthet Dent*. 2026;135(2):391.e1-391.e9.
39. Kang MJ, Lim JH, Lee CG, Kim JE. Effects of Post-Curing Light Intensity on the Mechanical Properties and Three-Dimensional Printing Accuracy of Interim Dental Material. *Materials*. 2022;15(19):6889.
40. Saini RS, Gurumurthy V, Quadri SA, Bavabeedu SS, Abdelaziz KM, Okshah A, et al. The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2024;24:66.
41. Prakash J, Shenoy M, Alhasmi A, Al Saleh AA, C SG, Shivakumar S. Biocompatibility of 3D-Printed Dental Resins: A Systematic Review. *Cureus*. 2024;16(1):e51721.

42. Mittal A, Sapra S, Savita B, Roy B, Midha A. 3D Printing in Dentistry: A Narrative Review. Vol. 1. 2025;1(4):263-7.
43. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. Adv Eng Mater. 2019;21(6):1801013.
44. Ribeiro do Valle de Paiva I, Stabile VM, Alonso RCB, Puppini-Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Correr AB. Simple post-curing methods to optimize the depth of cure and physicochemical properties of 3D printed resin. J Dent. 2025;158:105785.
45. Gaviolli E, Collares FM, Balbinot G de S, Leitune VCB. Optimizing Photoinitiator Concentration in 3D-Printed Resins for Provisional Dental Restorations. Braz Dent J. 2025;36:e25-6567.
46. Bassenheim D, Rist K, Moszner N, Catel Y, Liska R, Knaack P. Color-Stable Formulations for 3D-Photoprintable Dental Materials. Polymers. 2024;16(16):2323.
47. Cheadle AMG, Maier E, Palin WM, Tomson PL, Poologasundarampillai G, Hadis MA. The impact of modifying 3D printing parameters on mechanical strength and physical properties in vat photopolymerisation. Sci Rep. 2025;15(1):12592.
48. Schittecatte L, Geertsen V, Bonamy D, Nguyen T, Guenoun P. From resin formulation and process parameters to the final mechanical properties of 3D

printed acrylate materials. MRS Commun. 2023;13(3):357-77.

doi:10.1557/s43579-023-00352-3

49. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2016;32(1):54-64.
50. Lang M, Hirner S, Wiesbrock F, Fuchs P. A Review on Modeling Cure Kinetics and Mechanisms of Photopolymerization. Polymers. 19 de mayo de 2022;14(10):2074. PubMed PMID: 35631956; PubMed Central PMCID: PMC9145830.
51. Hwangbo NK, Nam NE, Choi JH, Kim JE. Effects of the Washing Time and Washing Solution on the Biocompatibility and Mechanical Properties of 3D Printed Dental Resin Materials. Polymers. 2021;13(24):4410.
52. Makertech Labs. Resina 3D priZma Bio Crown Makertech - LCD e DLP [Internet]. [citado 13 de mayo de 2026]. Disponible en: <https://www.makertechlabs.com.br/>
53. Büyükpolat M, Çal İK, Eryılmaz B, Ersöz B, Aydın N, Karaoğlanoğlu S. Mechanical and optical effects of post-curing time and device type in two 3D-printed resin systems. BMC Oral Health. 2025;25:1401.
54. Aguilar AGC, Cholango JOC, Vaca DGC. Efectos del tiempo de polimerización de la resina nano híbrida Bio Crown con impresión 3D. Anatomía Digit. 2025;8(2):48-68.

55. Rodrigues BT, Paraguassu SP, Freitas DI de SM, Ishikiriama SK, Maenosono RM. Surface hardness evaluation of a 3D printable resin designed for final restorations. *Braz Dent Sci.* 2024;27(3).
56. Alharbi S, Alshabib A, Algamaiah H, Aldosari M, Alayad A. Influence of Post-Printing Polymerization Time on the Elution of Residual Monomers and Water Sorption of 3D-Printed Resin Composite. *Materials.* 19 de junio de 2025;18(12):2905.
57. Aktug Karademir S, Atasoy S, Akarsu S, Karaaslan E. Effects of post-curing conditions on degree of conversion, microhardness, and stainability of 3D printed permanent resins. *BMC Oral Health.* 26 de febrero de 2025;25(1):304.
58. Soares L de M, Romano B de C, André CB, Giannini M. Effect of glycerin gel application for post-curing process on the flexural strength, elastic modulus, and microhardness of 3D printing resins. *Braz Dent J.* 2025;36:e236361.
59. Rajasekaran A, Chaudhari PK, Haldar P, Vaiid N, Ludwig B. Are the properties of 3D printed dental materials affected by nitrogen-rich postpolymerization? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2025;133(4):981.e1-981.e13.

Anexos

Presupuesto general

Rubro	Justificación general	Valor recursos propios	Valor recursos contrapartida	Valor total por rubro
Personal Científico <u>externo</u> a la Institución	N/A	N/A	N/A	N/A
Personal Científico de la Institución	Supervision del proyecto	--	\$3.600.000 \$1.000.000 \$7.200.000	\$11,800,000
Equipos:	-	-	-	-
Materiales/Insumos	Resinas impresas 3D	\$6.000.000	-----	\$6.000.000
Servicios Técnicos	Requerimos equipos para ejecutar la elaboración del estudio	-	\$9.000.000	\$9.000.000
Viajes/ Desplazamientos Congreso Ponencias	Ponencia y articulo	-	\$3.000.000 \$3.000.000	\$6.000.000
Costos Operativos Traducción, corrección estilo	Publicación de articulo	-	\$3.000.000	-
Software	-	-	-	-
Bibliografía	-	-	-	-
TOTAL PARCIAL (Sin incluir el personal científico (investigadores) de la Institución)		\$6.000.000		\$21.000.0000
TOTAL GENERAL (Incluyendo el personal científico (investigadores) de la		\$6.000.000		\$32.800.000

Operacionalización de las variables

Variable	Definición	Naturaleza	Tipo de variable	Operacionalización	Escala de medición	Instrumento de recolección
Protocolo de poscurado	Método utilizado para la pospolimerización de la resina impresa en 3D mediante diferentes sistemas y condiciones de exposición.	Cualitativa	Independiente	Seis grupos experimentales: - E-S15 - E-S30 - E-C15 - E-C30 - O-N - O-SN	Nominal politómica	Base de datos en Excel
Resina fotopolimerizable	Material polimérico utilizado para la fabricación de los especímenes impresos en 3D.	Cualitativa	Variable controlada	Resina Prizma 3D Bio Crown Diamond (MakertechLabs, Brasil)	Nominal	Base de datos en Excel
Microdureza	Resistencia del material a la penetración localizada mediante una carga controlada.	Cuantitativa	Dependiente	Promedio Vickers (HV)	Razón	Microdurómetro
Dureza superficial	Resistencia de la superficie del material a la penetración.	Cuantitativa	Dependiente	Promedio de las mediciones obtenidas mediante ensayo Shore D durante 10 segundos.	Razón (0–100 Shore D)	Durómetro digital Shore D