

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

“EFECTO DEL POST CURADO EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE RESINAS DENTALES DE
IMPRESIÓN 3D PARA RESTAURACIONES DEFINITIVAS”

Trabajo final de investigación aplicada sometido a la consideración de la Comisión del Programa de
Posgrado en Odontología para optar por el grado y título de Maestría Profesional en Prostodoncia

GLEND A UMAÑA ALFARO

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2024

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de investigación aplicada a mi familia, quienes siempre han sido mi mayor apoyo y fuente de inspiración. Su amor incondicional y sacrificio me han permitido alcanzar mis sueños. A mis profesores y mentores, por su guía y conocimientos que han enriquecido mi formación.

Gracias a todos por ser parte de este proyecto de vida.

AGRADECIMIENTO

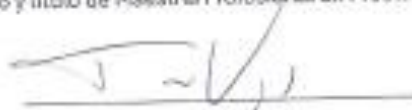
Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la realización de este proyecto de investigación aplicada.

A mis profesores y mentores, por su invaluable orientación y apoyo a lo largo de este proceso. Su conocimiento y su dedicación han sido fundamentales para el desarrollo de esta investigación.

Finalmente, a mi familia, por su amor, paciencia y aliento constante. Su apoyo incondicional me ha motivado para seguir adelante en cada paso de este camino.

Gracias a todos por ser parte de esta experiencia.

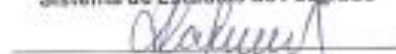
Este trabajo final de investigación aplicada fue aceptado por la Comisión del Programa de Posgrado en Odontología de la Universidad de Costa Rica como requisito parcial para optar por el grado y título de Maestría Profesional en Proctodancia.



Mag. Tatiana Vargas Koudriavtsev

Representante de la decana

Sistema de Estudios de Posgrado



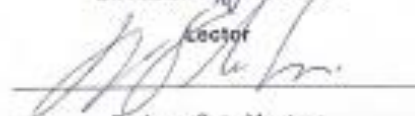
M.Sc. David Lafuente Mann

Profesor guía



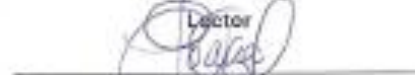
Dr. Fabián Muñoz Gómez

Lector



Dr. Jorge Soto Montero

Lector



Mag. Evelyn Loaiza Azofeiza

Representante

Programa de posgrado en Odontología



Glenda Umaña Alfaro

Sustentante

Carta de aprobación del filólogo

Cartago, 26 de septiembre de 2024

Los suscritos, Elena Redondo Camacho, mayor, casada, filóloga, incorporada a la Asociación Costarricense de Filólogos con el número de carné 0247, portadora de la cédula de identidad número 3-0447-0799 y, Daniel González Monge, mayor, casado, filólogo, incorporado a la Asociación Costarricense de Filólogos con el número de carné 0245, portador de la cédula de identidad número 1-1345-0416, ambos vecinos de Quebradilla de Cartago, revisamos el trabajo final de graduación que se titula: *EFFECTO DEL POSTCURADO EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE RESINAS DENTALES DE IMPRESIÓN 3D PARA RESTAURACIONES DEFINITIVAS*, sustentado por Glenda Umaña Alfaro.

Hacemos constar que se corrigieron aspectos de ortografía, redacción, estilo y otros vicios del lenguaje que se pudieron trasladar al texto. A pesar de esto, la originalidad y la validez del contenido son responsabilidad directa de la persona autora.

Esperamos que la participación de Filólogos Bórea Costa Rica satisfaga los requerimientos de la Universidad de Costa Rica.

X

Elena Redondo Camacho
Filóloga - Carné ACFIL n.º 0247

X

Daniel González Monge
Filólogo - Carné ACFIL n.º 0245

TABLA DE CONTENIDO

Contents

<i>DEDICATORIA</i>	ii
<i>AGRADECIMIENTO</i>	iii
RESUMEN EN ESPAÑOL.....	vii
ABSTRACT	viii
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	5
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.....	7
CAPÍTULO II. DISEÑO METODOLÓGICO.....	20
Pregunta de investigación.....	20
Objetivo general	20
Objetivos específicos.....	20
Variables	20
Diseño estadístico	20
Resistencia a la flexión y módulo de elasticidad	22
Estabilidad de color.....	22
CAPÍTULO III. RESULTADOS	24
CAPÍTULO IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	27
CAPÍTULO VI: REFERENCIAS.....	35

RESUMEN EN ESPAÑOL

En odontología restaurativa, se observó un crecimiento exponencial en el uso de tecnologías digitales, lo cual genera la necesidad de aumentar la investigación científica en esta área. Objetivo: evaluar el efecto de protocolos de poscurado y almacenamiento en propiedades físicas y ópticas de resina de impresión 3D para restauraciones definitivas. Materiales y métodos: se utilizaron tres marcas de resina para impresión 3D de restauraciones (2 para definitivas y 1 control para provisionales): VSS (Varseo Smilecrown), SCT (Saremco Crowntec), ADT (Denta Tooth ASIGA). Para medir la estabilidad de color se imprimieron (Asiga Max UV) 84 discos de 10x2 mm de los materiales mencionados sometidos a dos tiempos de postcurado (90 s y 180 s), divididos luego en partes iguales para envejecer por 40 días en agua destilada y café, totalizando 12 grupos con una $n=7$. A cada muestra se le realizó una medida de las coordenadas de color ($L^*a^*b^*H^*C^*$) con un espectrofotómetro de uso dental (Easy Shade, Vita) antes y después del envejecimiento. Se calculó su ΔE (CIEDE 2000) y los datos se analizaron con la prueba de Anova de tres vías (material*poscurado*envejecimiento*) y Tukey ($\alpha=0.05$). Para medir la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad se imprimieron 60 barras de 25x2x2 mm (ISO 10477) de cada material, divididas posteriormente en partes iguales para someterlas a dos ciclos de poscurado (90 y 180 s, $n=15$), la mitad de las muestras se quebraron al inicio y las demás se almacenaron en agua destilada durante 3 meses para envejecer. Se sometieron a la prueba de flexión de tres puntos (ISO 10477), utilizando una máquina de pruebas universal electromecánica (Electropuls E3000, Instron) operando a 1 mm/min y los cálculos de las variables se generaron con el *software* asociado (Bluehill Universal). Los resultados se registraron en MPa para la flexión y en GPa para el módulo de elasticidad. Los datos de flexión se analizaron estadísticamente con las pruebas Anova de tres vías y Tukey, los datos de módulo se analizaron mediante la prueba de la mediana de Mood, todas las pruebas a un nivel de significancia de 0.05. Resultados: el Anova de tres vías para estabilidad de color reveló que los tres factores resultaron estadísticamente significativos ($p < 0.05$), también resultaron significativas las interacciones “Material vs. Envejecimiento” ($p < 0.0001$) y “Fotocurado vs. Envejecimiento” y la triple interacción “Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento” ($p < 0.008$). Para resistencia a la flexión se reveló que los tres factores resultaron estadísticamente significativos ($p < 0.0001$), también resultaron significativas las interacciones “Material vs. Envejecimiento” ($p < 0.0001$) y “Fotocurado vs. Envejecimiento” ($p < 0.011$). Para el módulo de elasticidad, la mediana de Mood reveló que los factores “Material” ($p < 0.0001$) y “Fotocurado” ($p=0.016$) resultaron estadísticamente significativos. Conclusiones: un tiempo de poscurado de 180 segundos produce mayor resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y estabilidad de color en las resinas de impresión 3D que se estudian. La resina de impresión 3D de uso provisional Asiga Dental Tooth posee una resistencia a la flexión y un módulo de elasticidad similar a la resina de indicación definitiva Saremco Crowntec, pero tiene un mal comportamiento en estabilidad de color. Las resinas de impresión 3D con indicación de uso definitivo Saremco Crowntec y Varseo Smile Crown poseen una buena estabilidad de color, al estar en contacto con café a lo largo de 40 días, tanto para un poscurado de 90 s como de 180 s. La resina Varseo Smile Crown tiene los valores más bajos de resistencia a la flexión y módulo de elasticidad al ser comparada con las otras dos resinas. En esta investigación, la resina Saremco Crowntec cuenta con las mejores características físicas y mecánicas.

ABSTRACT

In restorative dentistry, an exponential growth in the use of digital technologies has been observed, which generates the need to increase scientific research in this area. Objective: To evaluate the effect of post-curing protocols and storage on physical and optical properties of 3D printing resin for definitive restorations. Materials and Methods: Three brands of resin were used for 3D printing of restorations (2 for definitive and 1 control for provisional): VSS (Varseo Smilecrown), SCT (Saremco Crowntec), ADT (Denta Tooth ASIGA). To measure color stability, 84 10x2mm discs of the materials were printed (Asiga Max UV), subjected to two post-curing times (90 s and 180 s), being then divided into equal parts to be aged for 40 days in distilled water and coffee. A total of 12 groups with $n=7$. Each sample was subjected to a color coordinate measurement ($L^*a^*b^*H^*C^*$) with a dental spectrophotometer (Easy Shade, Vita) before and after aging. Its ΔE (CIEDE 2000) was calculated and the data were analyzed with the three-way ANOVA test (material* post-curing*aging*) and Tukey ($\alpha=0.05$). To measure the flexural strength and modulus of elasticity, 60 bars of 25x2x2mm (ISO 10477) of each material were printed, then divided into equal parts to be subjected to two post-curing cycles (90 and 180 s, $n=15$), half of the samples were broken at the beginning and the rest were stored in distilled water for 3 months to be aged. They are subjected to the 3-point bending test (ISO 10477), using an electromechanical universal testing machine (Electropuls E3000, Instron) operating at 1 mm/min and the calculations of the variables were generated with the associated software (Bluehill Universal). The results are recorded in MPa for bending and in GPa for the elastic modulus. The bending data were statistically analyzed with the 3-way ANOVA and Tukey tests, the modulus data were analyzed using the Mood median test, all tests at a significance level of 0.05. Results: The 3-way ANOVA for color stability revealed that the 3 factors were statistically significant ($p < 0.05$), the interactions "Material vs. Aging" ($p < 0.0001$) and "Light curing vs. Aging" and the triple interaction "Material vs. Light curing vs. Aging" ($p < 0.008$). For flexural strength it revealed that the 3 factors were statistically significant ($p < 0.0001$), the interactions "Material vs. Aging" ($p < 0.0001$) and "Photocuring vs. Aging" ($p < 0.011$) were also significant. For the elasticity modulus, the Mood median revealed that the factors "Material" ($p < 0.0001$). and "Photocuring" ($p = 0.016$). were statistically significant. Conclusions: A post-curing time of 180 seconds produces greater flexural strength, elastic modulus and color stability in the 3D printing resins studied. The provisional use 3D printing resin Asiga Dental Tooth has a flexural strength and elastic modulus like the definitive indication resin Saremco Crowntec but has poor performance in color stability. The 3D printing resins with a definitive use indication, Saremco Crowntec and Varseo Smile Crown, have good colour stability when in contact with coffee for 40 days, both for a 90 s and 180 s post-curing. The Varseo Smile Crown resin has the lowest values of flexural strength and modulus of elasticity when compared to the other two resins. In this research, the Saremco Crowntec resin has the best physical and mechanical characteristics

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Estabilidad de color Delta y de las resinas que se estudian.	24
Gráfico 2. Resistencia a la flexión MPa de grupos estudiados.....	25

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Nombre comercial, descripción, composición, parámetros, post curado, color.	23
Tabla 2. Estabilidad de color Delta E de las resinas estudiadas.	24
Tabla 3. Resistencia a la flexión Mpa de los grupos estudiados.....	25
Tabla 4. Módulo de elasticidad Gpa de los grupos estudiados.....	26

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de flujo del proceso experimental general.	24
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

ADT: Asiga Denta Tooth

AM: Additive Manufacturing.

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

DMD: Digital Mirror Device

DLP: Digital Light Processing

DPM: Dipropylene glycol monomethyl

FDA: Food and Drug Administration.

FDI: Federación Dental Internacional

FDM: Fused Deposition Modeling

IOS: Intraoral Scanner

ISO: International Organization for Standardization.

ME: Material Extrusion

MJ: Material Jetting

PBF: Powder Bed Fusion

SCT: Saremco Crowntec

SLA: Stereolithography

STL: Standard Tessellation Language

UV: Ultraviolet

VSS: Varseo Smile Crown

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

En odontología, con la introducción del uso de tecnologías digitales y el crecimiento y mejora en los materiales, se observó un cambio significativo en los tratamientos dentales. En restaurativa, se ha logrado optimizar las características físicas y mecánicas de los materiales, además de proporcionar tratamientos más eficientes, rápidos y cómodos para los pacientes.

El uso de tecnologías digitales en odontología comprende una gama muy amplia de procedimientos, los cuales se dividen en tres pasos principales: adquisición de información, procesado y manufactura (1). Por medio de la adquisición de datos, se traslada la información a formato digital. Este es el primer paso y se realiza utilizando un escáner intraoral o de laboratorio. La adquisición de información se lleva a cabo a través de fotografías que se convierten a un formato STL en tres dimensiones (3D) (2). La literatura disponible respalda el uso de escáner intraoral sobre la impresión dental convencional, con una mayor velocidad para la adquisición de datos y mejor aceptación por parte del paciente (3,4).

Después de obtener los datos en formato digital, se procede con el diseño de las estructuras, utilizando los *software* de diseño asistido por computadora con siglas en inglés CAD (Computer Aided Design). Con estos *software* de diseño dental se pueden diseñar estructuras como coronas, carillas, férulas, entre otras. Una vez finalizado el proceso de diseño, se procede con la confección final de la estructura, usando la manufactura asistida por computadora con las siglas en inglés CAM (Computer Aided Manufacturing). Los sistemas CAM se pueden dividir, a la vez, en procesos aditivos y sustractivos (1).

Los procesos sustractivos se utilizan para la manufactura de estructuras dentales a partir de un bloque de material que se desgasta utilizando una broca hasta conseguir la forma que se estableció previamente en el CAD. Por medio de este sistema se pueden fabricar restauraciones en materiales como la circonia, metales como el titanio o polímeros, entre otros (2).

La manufactura aditiva con siglas en inglés (AM), se utiliza para fabricar estructuras dentales mediante la fabricación capa por capa (1). A diferencia de los procesos sustractivos, en este sistema se usa un material en estado líquido que se polimeriza por medio de luz violeta. Existen diferentes categorías que utilizan la manufactura a través del a. m., entre las que se mencionan: *stereolithography* (SLA), *digital light processing* (DLP), *material jetting* (MJ) y *material extrusion* (ME) (1).

La estereolitografía consiste en un sistema que utiliza una plataforma donde se forma el objeto. Esta plataforma está inmersa en un envase que contiene la resina, la cual se polimeriza por medio de luz violeta.

Este proceso de inmersión y polimerización se repite múltiples veces hasta generar el objeto (1). Con este procedimiento se reduce la cantidad de material de desecho, debido a que solo se usa el total necesario, a diferencia de los fresados, donde existe mucho desperdicio de material. El uso de sistemas AM ha crecido exponencialmente con los años y se ha logrado una adaptación de los sistemas y flujos de trabajo en odontología para obtener el mayor provecho (5).

Entre los beneficios de la impresión 3D se puede citar la facilidad de generar objetos de dimensiones pequeñas con alta precisión, de forma rápida y repetitiva. A diferencia del sistema de fresado que utiliza una broca para reproducir un objeto. Este sistema tiene la capacidad de construir, capa por capa, objetos con geometrías complejas, manteniendo la exactitud y con superficies menos rugosas (6).

Durante la fabricación de objetos con el sistema AM, pueden existir múltiples factores que se deben tomar en cuenta para obtener una estructura con alto grado de exactitud, entre los que se tiene la posibilidad de mencionar: la impresora 3D, el material resinoso, el protocolo de limpieza, el poscurado de la resina y el tratamiento de superficie, entre otros (1). En la producción de estructuras para uso odontológico es necesario ser altamente preciso y veraz, lo que evita todas las distorsiones que se pueden producir a lo largo de la manufactura. Por lo tanto, se recomienda conocer con detalle el manejo de los protocolos establecidos por el fabricante. Siguiendo las indicaciones del fabricante se logran generar objetos con características ideales para su uso en la práctica clínica (7).

En odontología restauradora, se utiliza la impresión 3D para generar modelos de estudio, planos de mordida, coronas y puentes, incrustaciones, carillas, entre otros. Inicialmente, se desarrollaron resinas para impresión 3D biocompatibles con el medio oral de uso para restauraciones fijas provisionales. Debido a la buena aceptación por sus ventajas en el uso odontológico, surgió la necesidad de desarrollar materiales de impresión 3D para restauraciones fijas de uso definitivo (7). En virtud de la facilidad y versatilidad en el uso de la impresión 3D, ha surgido la urgencia de producir resinas para impresión 3D que posean mejores propiedades físicas y mecánicas, con el objetivo de que se utilicen como una alternativa de uso permanente (8).

Los materiales de impresión 3D para uso definitivo se diseñaron para mejorar las propiedades mecánicas y ópticas, con el objetivo de mantenerse estables a largo plazo en la cavidad oral. Los fabricantes indican su uso para la fabricación de restauraciones como coronas unitarias, carillas, incrustaciones y puentes fijos de uso provisional. Estos materiales, para uso en rehabilitación oral fija, deben poseer características como biocompatibilidad, propiedades mecánicas similares a los tejidos dentales y buenas propiedades físicas

como estabilidad de color a largo plazo (9–13). Se demuestra que existen contradicciones entre las investigaciones previas respecto a las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D cuando se comparan con los materiales fresados. Pero, las particularidades físicas son inferiores en los materiales de impresión (14,15).

El poscurado de la resina tiene como objetivo completar el proceso de polimerización, procedimiento que se realiza mediante la exposición de un objeto a luz de intensidad y tiempo según lo indique el fabricante. De esta forma, se obtienen las propiedades mecánicas ideales del material para su uso en boca. Se ha observado que los tiempos de curado afectan la estabilidad de color, el grado de conversión, la rugosidad de superficie, los ángulos de contacto con el agua, la sorción de agua y la solubilidad (16).

En los últimos años, debido al rápido crecimiento de la tecnología que avanza de forma más acelerada que la investigación científica, se observa la necesidad de crear estudios en esta área, con el objetivo de crear un respaldo para el uso de manera segura, con base en la evidencia científica. Al obtener un mayor conocimiento de los procesos y sistemas de impresión 3D, se pueden mejorar los métodos para la producción de objetos con una mayor veracidad y precisión, lo que mejora la odontología que se ofrece a los pacientes.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

Adquisición de datos

La odontología digital inicia después de la preparación dental en boca, con la transferencia de información, ya sea mediante una impresión analógica y la posterior fabricación de un modelo sólido en yeso para ser digitalizado utilizando un escáner de laboratorio o por medio de un escáner intraoral. Seguidamente, se procede con el diseño de la restauración, usando un *software* de diseño asistido por computadora (CAD). Por último, se procede con la manufactura asistida por computadora (CAM) para generar la restauración final (17).

La transferencia de información de la cavidad oral al laboratorio puede realizarse utilizando un escáner intraoral (IOS). Este es un aparato electrónico que se emplea para llevar a cabo el proceso de impresión en prótesis fija dental o implanto soportada. Los sistemas IOS para uso dental se han actualizado en los últimos años, con el objetivo de generar imágenes con alta precisión de forma rápida y cómoda para el paciente (18). El sistema de digitalización se realiza por medio de una cámara que capta múltiples imágenes, que crean un objeto en tres dimensiones de los dientes y estructuras anatómicas adyacentes (2). Se han demostrado las ventajas del uso de escáner intraoral *versus* las impresiones convencionales, entre las que se mencionan: mayor rapidez, independientemente de si se trata de un cuadrante o arco completo. Además, mejora la experiencia del paciente, reportando mayor comodidad. De esta manera, ayuda a ganar la confianza de los pacientes, lo que genera menos miedo al procedimiento y menos molestia al repetir la toma de impresión digital (3,19).

Según de Oliveira *et al.*, en 2020, se identificó una reducción estadísticamente significativa en el tiempo que consume realizar impresiones digitales cuando se comparan con las convencionales, lo que demuestra que el flujo digital posee mayor eficiencia clínica, tomando en cuenta aspectos como el tiempo, la aceptación y la comodidad del paciente. Asimismo, el tiempo que se consume en la práctica clínica es más efectivo (20). Aunque los archivos que generan los nuevos escáneres intraorales son altamente confiables, aún poseen la desventaja de la poca exactitud que tienen los sistemas para copiar arcos completos edéntulos. Se menciona que estos dispositivos todavía se encuentran en cambios constantes, con el objetivo de mejorar la veracidad y precisión (4). Al comparar los escáneres intraorales con los de laboratorio, se demuestra que no existe diferencia en exactitud cuando se realiza en el mismo cuadrante, pero sí cuando se hace en un arco transversal y los de laboratorio son más precisos. Por esta razón, se recomienda utilizar los escáneres de laboratorio para arcos completos (21).

Diseño asistido por computadora (CAD)

Después de la adquisición de datos de manera exitosa, por medio de un escáner intraoral o de laboratorio, se procede con el manejo de estos mediante un *software* de diseño asistido por computadora (CAD) (2). El diseño asistido por computadora (en sus siglas en inglés CAD), es el procedimiento por el cual se realizan los diseños digitales, utilizando los archivos recolectados por el escáner en formato *.stl o *.ply. Si no se utilizan sistemas compatibles, se puede sufrir la pérdida de información (20).

Existen diferentes *software* de diseño para uso exclusivo en odontología. Muchas compañías fabrican los escáneres digitales junto con su propio *software* de diseño, por ejemplo, Sirona, Planmeca, Itero, Medit, entre otros. Además, existen otros sistemas abiertos que pueden utilizarse en el diseño, ya que aceptan archivos de otras empresas, por ejemplo, Tinkercad, Fusion 360, SolidWorks o AutoCAD. Entre estos, se tiene la posibilidad de mencionar, asimismo, *software* de diseño no dental.

Manufactura asistida por computadora

Después de diseñar con herramientas digitales, se procede con la manufactura. Este paso se conoce con el nombre de fabricación asistida por computadora, con siglas en inglés CAD. Para la producción de restauraciones, se puede realizar mediante el fresado de un bloque sólido de un material o por medio de tecnología aditiva (22). El CAM se utiliza para la fabricación de planos de mordida, incrustaciones, coronas y puentes, modelos de estudio, alineadores de ortodoncia, prótesis removibles, entre otros. En el uso de estas tecnologías se menciona la necesidad de crear aparatología con adecuada resistencia, estética y de forma rápida, con una alta veracidad (23).

En odontología, especialmente en áreas como la rehabilitación oral, el rápido crecimiento en el uso de sistemas CAD CAM cambió de manera exponencial, creando un impacto positivo. Se ha logrado crear una integración digital de todos los sistemas, mejorando la forma en la que se maneja la odontología, lo que reduce los tiempos de trabajo y haciendo que sea más efectivo el tiempo invertido (22). Se demuestra que el tiempo de producción se reduce, además de obtener mayor efectividad y reducción de costos. Pero, se menciona que no existe evidencia científica, tanto para las restauraciones fresadas como para las impresas, con un mayor impacto en las estructuras monolíticas fabricadas con CAD CAM (24).

Con la integración de los sistemas, lo que incluye el uso de escáneres, modelos digitales, diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora, se logra unificar el flujo de trabajo, esto disminuye los tiempos operatorios, debido a la rapidez de los sistemas (20). Además, entre las ventajas se

puede destacar la facilidad en el uso de la mayoría de los dispositivos y la calidad de los productos; todo esto depende de cuánta precisión y exactitud posean los sistemas independientes.

Manufactura sustractiva

Los sistemas para la confección de restauraciones sustractivas se crean por medio del fresado de bloques prefabricados de un material. Las fresas se dirigen digitalmente por computadora, siguiendo la forma preestablecida del diseño transferido a un archivo de lenguaje de teselación estándar (STL) (22). Este sistema puede fresar bloques de material blando, como la circonia, con fresas de carburo de tungsteno en un ambiente seco. Además, se pueden fresar bloques de materiales duros, como la resina o cerámicas vítreas, con brocas de diamante con refrigeración de agua (25).

Las fresadoras se pueden clasificar según el tipo de uso, en clínica o en laboratorio y también de acuerdo con la clase de ejes que tenga la máquina. Según los estudios realizados, se ha logrado identificar que la veracidad y el ajuste de la restauración tienen la posibilidad de verse afectadas de acuerdo con el espacio de cemento previsto, el número, formato y tamaño de grano de las brocas y el número de ejes de la fresadora (26). Se ha observado que el uso de una fresadora de cinco ejes ayuda a reproducir mejor las formas internas de la restauración, lo que da como resultado restauraciones mejor adaptadas, esto cuando se compara con 3 y 4 ejes. Por otro lado, el fresado de la parte marginal se reproduce mejor con 2 fresas y la superficie exterior con 3 fresas (26).

Los sistemas sustractivos poseen limitaciones durante su confección, entre las que se pueden mencionar el desperdicio de material, el desgaste de las fresas por el uso, la escasa reproducción de detalles en geometrías complejas y el riesgo de fracturas internas al fresar cerámicas (28).

Manufactura aditiva (AM)

Los sistemas de manufactura aditiva (AM) ofrecen ventajas sobre los sistemas sustractivos, como un menor desperdicio de material, mayor precisión en las geometrías complejas y menor costo económico (21,28). En odontología, especialmente en prostodoncia, se ha incrementado su uso para la confección de provisionales para coronas, puentes, incrustaciones, modelos de estudio, planos de mordida, entre otros.

Por definición, la Sociedad Estadounidense de Pruebas y Materiales (ASTM) define AM como: “Un proceso de unir materiales para crear objetos a partir de datos de modelos 3D, generalmente capa por capa, a diferencia de las metodologías de fabricación sustractivas” (30). La tecnología AM posee características que mejoran las limitaciones de los sistemas SM, entre las que se encuentran: producción masiva de

objetos, menor tiempo de trabajo, menos desperdicio de material, mayor resistencia a la fractura y mejor reproducción de detalles (23,24).

Según la ISO (ISO 17,296-2:2015), existen siete categorías para la impresión 3D: estereolitografía (SLA), inyección de material (MJ), extrusión de material (ME), modelado por deposición fundida (FDM), inyección de aglutinante (PBF), laminación de capas y deposición de energía directa(1). La mayoría de las impresoras 3D utilizan tecnologías con códigos G que son compatibles con diferentes formatos de archivos 3D. Estos códigos poseen toda la información relacionada con la impresión, como movimientos, tiempos de exposición, temperatura, entre otros(1,12).

La categoría SLA consiste en una plataforma que se sumerge en la resina líquida y esta se polimeriza por medio de un láser ultravioleta (UV) que crea una sección transversal del objeto 3D. Este proceso se repite para crear capa por capa hasta finalizar el procedimiento de impresión. Existe otro tipo de tecnología SLA basada en láser; se utiliza un láser UV para trazar las secciones transversales del objeto. Este se enfoca con un conjunto de lentes y luego se refleja en dos espejos que dirigen el rayo al depósito de resina sensible a los rayos UV para curar cada capa (1).

El procesamiento de luz digital (DLP) se creó en 1987 y presenta múltiples similitudes con la tecnología SLA; se considera que pertenecen a la misma categoría de manufactura aditiva. En la tecnología DLP, se utiliza una fuente de luz que se crea mediante una lámpara de arco o espejos microscópicos pequeños que están dispuestos en una matriz en un *chip* semiconductor, conocido como dispositivo de microespejo digital (DMD). Según la cantidad de espejos, así es el número de píxeles de la imagen proyectada, que corresponde a la resolución. La radiación pasa a través de una ventana transparente a los rayos UV (1).

Los sistemas SLA, que incluyen el DLP, poseen ventajas como un buen acabado de la superficie, alta exactitud, una plataforma de impresión amplia, rapidez y bajo costo. Entre las desventajas, comparados con los otros sistemas, se pueden citar: necesidad de soportes, costos elevados y mayor cantidad de tiempo para el posprocesado (7). En general, el uso de tecnologías con el sistema DLP se utiliza cada día con mayor frecuencia debido a la compatibilidad del sistema con una amplia variedad de resinas.

El procesado digital con luz (DLP) se conforma de tres pasos principales: diseño, impresión y posprocesado. Al introducir la plataforma dentro de la resina líquida, pasa un tiempo de exposición a la luz definido y se genera un movimiento de la plataforma hacia arriba (33).

La rápida capacidad de adaptación de los sistemas digitales en odontología ha hecho que el uso de estos sea cada día mayor. Pero, aún se debe mantener una mejora continua de los materiales y los sistemas de

manufactura (14). Se observan limitaciones generales en cuanto a propiedades físicas, resistencia al desgaste y precisión dimensional, además de la necesidad de realizar más investigación en los procesos para la fabricación y el uso de restauraciones dentales de uso definitivo (8).

En el uso de tecnologías de impresión 3D en odontología es importante utilizar impresoras 3D que sean exactas, debido a la amplia gama de dispositivos que se pueden fabricar con estas, desde modelos diagnósticos hasta la impresión 3D de aparatología para uso oral (34). Es necesario obtener objetos que posean las características más exactas a la realidad. La exactitud está definida como la interacción entre veracidad y precisión. La veracidad se refiere a la cercanía de un punto a un valor verdadero y la exactitud se refiere a la suma de esos puntos de forma repetitiva (35).

Németh *et al.* demuestran que la estereolitografía (SLA), el procesado digital con luz (DLP) y el poli jet son las tecnologías más exactas para la generación de modelos para uso en el ámbito de prostodoncia. En este estudio se menciona que el sistema DLP, que utiliza un proyector para curar capa por capa, mostró mejores resultados de veracidad y precisión comparado con el SLA. Se observa la posibilidad de que el láser del sistema SLA sea más lento, lo que puede generar mayores errores comparado con el DLP, que usa un proyector (36).

Al estudiar la veracidad de la superficie interna de coronas provisionales impresas en 3D y compararla con las fresadas, se observa que ambas poseen superficies clínicamente aceptables, con distorsiones menores que 100 micras. Pero, las fresadas presentan menor veracidad en la reproducción angular y oclusal. En este estudio se compararon dos tecnologías diferentes: la DLP y la SLA. Esto muestra resultados superiores en veracidad al ser comparadas con el sistema de bloque fresado (8).

Materiales dentales y sus propiedades para AM

Con la construcción de objetos capa por capa se pueden generar múltiples estructuras en odontología, utilizando como materia prima algunos materiales como polímeros (resinas o materiales termoplásticos), ceras, metales y cerámicas.

Los materiales para la confección de restauraciones fijas en prostodoncia, como los polímeros y cerámicas, se encuentran conformados por una base de resina sensible a la luz ultravioleta, que posee un 75 % de oligómeros, 25 % de monómeros e iniciadores de fotopolimerización. La reacción de polimerización ocurre cuando los radicales primarios de la luz ultravioleta inciden y reaccionan con los oligómeros y monómeros (8). Los oligómeros son una cadena de moléculas largas que proporcionan la estructura base del sistema

y los monómeros funcionan como diluyentes. Estas moléculas se activan con luz por medio de un foto iniciador que inicia la cadena de reacciones, radicales libres o iones reactivos. Siempre se necesita un foto iniciador para poder empezar la reacción (33). A la base polimérica que conforma la matriz de estas resinas se le pueden agregar otros componentes, como rellenos inorgánicos, debido a la alta reactividad de su base (8).

La viscosidad de la resina puede verse afectada según la cantidad de moléculas que tenga. A mayor cantidad de oligómeros, existe un mayor peso molecular comparado con los monómeros. Pero, esta mayor proporción de oligómeros genera la creación de un objeto con mayor resistencia mecánica y mayor viscosidad, lo que interfiere en la impresión 3D (33). Al tener una mayor cantidad de monómeros, la resina se convierte en más fluida. No obstante, disminuyen sus propiedades mecánicas y se aumenta el tiempo de polimerización para obtener un objeto con iguales características (33). La desvinculación se produce después de terminar la impresión; en este paso, se elimina la parte orgánica y se conoce con el nombre de posprocesado. En el posprocesado, se somete la estructura a una temperatura específica para generar una estructura más sólida y densa.

Los sistemas de fotoiniciadores se clasifican en reacciones por radicales libres y de base iónica y se diferencian por las especiales reactivas que producen. Ambas reacciones se componen de tres pasos principales: iniciación, propagación y terminación. Todo el proceso inicia con la fotoiniciación que posee el material; este se activa por medio de una luz UV que reacciona con los oligómeros y monómeros, formando cadenas largas. Los procesos reactivos a través de radicales libres son más rápidos y finalizan cuando se elimina la fuente de radiación. Por otro lado, los de base iónica necesitan más tiempo de radiación y no terminan al acabarse la fuente de radiación (33).

Debido a la necesidad de generar materiales con mejores propiedades mecánicas, se introdujo el uso de polvos de cerámica como rellenos mezclados con una base de resina. Se agregan cerámicas en virtud de que poseen buenas propiedades, como baja densidad, fuerza, capacidad para la conducción térmica, resistencia a la corrosión, estabilidad química y estabilidad dimensional (37).

Las resinas de impresión 3D con relleno cerámico poseen algunas desventajas. Según el tipo de relleno que se utilice, puede actuar como una barrera que impide el paso de la luz UV; se produce una dispersión por los índices de refracción entre los polvos de cerámica y el monómero (33). La cantidad de refracción de luz depende de la clase de material que se utilice y del tamaño de la partícula. La circonia ZrO_2 y el carburo de silicio SiC tienen un alto índice de refracción. Por lo tanto, su uso sigue generando problemas.

Al integrar polvos de cerámica a las resinas, se aumenta la viscosidad, se observa una afectación en el comportamiento reológico. Pero, también se nota que al tener esta consistencia se genera una suspensión más estable, lo que disminuye la sedimentación (38). Es importante obtener un material con una consistencia bastante fluida para que exista un buen acople capa por capa en la impresión. Por esta razón, algunas compañías agregan dispersantes para mejorar la fluidez del material (38).

Según algunos fabricantes, la resina para restauraciones fijas está compuesta químicamente por productos de esterificación, isopropilidenodifenol, etoxilado y ácido 2-metilprop-2-enoico, vidrio dental silanizado, formato de metilbenzoílo y difenilo (2,4,6-trimetilbenzoílo). La proporción de óxido de fosfina de los rellenos inorgánicos (tamaño de partícula $0,7\text{ }\mu\text{m}$) es del 30 % al 50 % en masa. Esta composición pertenece a la resina de marca comercial Varseo Smilecrown Plus, que se indica para la fabricación de restauraciones fijas de uso definitivo. La mayoría de las marcas comerciales no revelan todos los componentes químicos que posee el prospecto.

Los materiales para la confección de restauraciones fijas para uso dental deben ser biocompatibles, deben poder adherirse a la estructura dental, poseer un aspecto natural con propiedades similares a las del esmalte, la dentina y otros tejidos dentales, deben restaurar los tejidos que están dañados, ser de larga duración y resistir las condiciones adversas de la cavidad oral (39). Estos deben ser estables en el tiempo, poder resistir fuerzas de masticación, deben tener estabilidad de color, no sufrir distorsiones, presentar una rugosidad aceptable, no absorber mucha agua, resistir la corrosión, entre otras.

Existen organizaciones que se encargan de controlar el uso seguro de materiales dentales. En odontología, la Asociación Dental Americana se conoce como un símbolo importante de seguridad y eficacia. Esta asociación acepta los productos que cumplen los requisitos de seguridad, eficacia, composición, etiquetado y otros. Los fabricantes de productos dentales deben enviar la composición, el número de serie y las propiedades del material para que se evalúen. El fabricante es el responsable de garantizar que el producto cumple con lo necesario para su uso de forma segura (39).

La Administración de Alimentos y Medicamentos (con las siglas en inglés FDA) establece los reglamentos de la administración para el control de alimentos y fármacos de Estados Unidos según la ley aprobada en 1976. Con esta ley, se realiza la clasificación y regulación de todos los productos médicos para su uso en seres humanos. Los dispositivos se clasifican de acuerdo con el riesgo: en clase I, bajo riesgo; en clase II, deben cumplir con otras regulaciones de funcionamiento y en clase III, deben satisfacer requisitos de seguridad y eficacia antes de ser comercializados (39).

Además, existen algunas organizaciones internacionales que se encargan de establecer especificaciones sobre los materiales dentales, como la Federación Dental Internacional (FDI) y la Organización Internacional de Normalización (ISO). La ISO es una organización internacional no gubernamental que crea normas en el ámbito internacional. En odontología, se encarga de la terminología, los métodos de prueba y las especificaciones acerca de materiales dentales, instrumental, aparatos y equipos (39).

La ISO 4049 para el uso de materiales restaurativos de base polimérica, especifica los requisitos para restauraciones directas o indirectas, como incrustaciones, coronas y puentes. Además, se establecen los protocolos y especificaciones para realizar investigaciones científicas con estos materiales. Según la ISO 4049, para medir la resistencia a la flexión se deben confeccionar muestras de 25X2X2 mm de grosor. Asimismo, de acuerdo con la ISO 4049, se especifica que las superficies deben ser pulidas antes de cualquier medición.

Propiedades físicas de los materiales AM

Las propiedades físicas de los materiales contemplan: la óptica, la mecánica, la acústica, la termodinámica, la electricidad, el magnetismo, la radiación, entre otras. Según la óptica es posible obtener el matiz, el valor y la intensidad cromática, con base en los fenómenos de la luz, la visión y la vista. En odontología, se utilizan múltiples materiales que deben semejar las estructuras dentales y, en este aspecto, el color es un factor importante para tener en cuenta. Para que un objeto sea visible, debe reflejar o transmitir la luz que incide sobre él desde una fuente externa (39).

En color, el matiz se refiere al color dominante de un objeto, que puede ser rojo, verde o amarillo. El valor en odontología es la luminosidad u oscuridad de un color. El croma o intensidad corresponde a la concentración de color, lo fuerte o débil que es. Además, se representa con los sistemas de color CIE, en donde L^* simboliza el valor del objeto, a^* es la medida a lo largo del eje rojo-verde y b^* es la medida a lo largo del eje amarillo-azul. La intensidad cromática en odontología no se usa como referencia, siempre se asocia con el matiz y el valor de los dientes (32,33). Otros factores como las características de la superficie, que se relacionan con la cantidad de brillo, pulido, textura y curvatura, pueden influir en la percepción del color de un objeto. Asimismo, se tiene la posibilidad de observar algunos factores que interfieren en la elección de color, como niveles bajos de luz, fatiga ocular, sexo y edad.

En odontología, a partir de 1931, Clark fue la primera persona en sistematizar de forma científica los colores naturales de los dientes (41). En 1939, VITA Zahnfabrik creó la primera guía de color, basada en un estudio de epidemiología donde determinó los diferentes tonos de color que se presentan en la

naturaleza. En 1956, se creó la guía con el objetivo de unificar la toma de color. Entre 1976 y 1978, se establecieron los parámetros de color por la Comisión Internacional de l'Eclairage (CIE), se creó el CIELab, que clasifica las tonalidades matemáticamente en $L^*a^*b^*$, se divide en eje vertical y horizontal; el eje vertical indica la claridad y la oscuridad relativa y los dos ejes horizontales representan las cantidades de a^* y b^* . Según la guía $L^*a^*b^*$, el (L^*) describe la luminosidad percibida por un objeto, el parámetro a^* establece el enrojecimiento / $a > 0$ / o verdor / $a < 0$ /. Por último, el b^* es una medida de amarillez / $b > 0$ / o azul / $b < 0$ / (42).

El sistema CIE Lab* es un modelo de color que describe la percepción del color humano, donde:

- L^* representa la luminosidad (de 0 a 100).
- a^* representa el eje verde-rojo (valores negativos indican verde y positivos indican rojo).
- b^* representa el eje azul-amarillo (valores negativos indican azul y positivos indican amarillo).

La fórmula CIEDE2000 es una ecuación sobre el cálculo de la diferencia de color en el espacio CIE Lab*(43,44). Esta fórmula tiene en cuenta no solo la diferencia en luminosidad, sino también la diferencia en cromaticidad y matiz, lo que proporciona una medida más precisa de la percepción del color (42).

Existen tres marcas comerciales principales que desarrollaron guías de color: VITA, Bioform De Trey y Cromascop de Ivoclar, con base en los principios de Munsell, que utilizan la categorización de color en nombre del color (matiz), densidad del color (croma) y vitalidad (valor) (42). Se usan guías para la toma de color utilizando los diferentes tonos; se puede identificar el valor, matiz e intensidad cromática, además de definir la translucidez. Las guías de color se fabrican según el material que se vaya a utilizar, para poder reproducir de mejor manera el color. Las guías para la elección de color de materiales cerámicos poseen la forma de un diente central y están organizadas de acuerdo con el valor y según el matiz.

La guía de color VITA Clásica está dividida en cuatro grupos: A, B, C, D, referentes al color (matiz). En el grupo A se encuentran los colores rojo y café, en el grupo B rojos y amarillos, en el grupo C gris y en el grupo D rojos y gris. Las letras se subdividen en números, que van del 1 al 4, referentes al croma; el número mayor tiene mayor croma y el valor disminuye. Además, se puede clasificar la tableta según el valor, en donde el orden es: B1, A1, B2, D2, A2, C1, C2, D3, A3, D4, B3, A3.5, B4, C3, A4 y C4. Esta guía incorporó a su orden la guía de blanqueamiento con colores como el 0M1, 0M2 y 0M3(41).

La guía de color 3D Máster está conformada por cinco grupos según el valor. Las sombras se encuentran ordenadas de forma vertical de acuerdo con el croma y horizontalmente según el matiz. Cada pestaña de color tiene tres etiquetas: un número que va del 1 al 5, referente al grupo y el valor, que disminuye conforme aumenta el número. La letra M es un tono de color medio; las letras R y L están ordenadas en cuanto a la estimación del color medio. Finalmente, va de 1, 1.5, 2, 2.5 y 3, que determina el croma. Se agregaron tres tonos de color de blanqueamiento 0M1, 0M2 y 0M3(41).

Una de las desventajas que presentan los materiales de impresión 3D es la poca estabilidad de color a largo plazo. Cuando se comparan materiales para provisionales convencionales, bloques de resina fresada y resina impresa, se demuestra que estas dos últimas poseen los valores de tinciones más rápidos después de 8 semanas de estar en contacto con líquidos oscuros. Esto demuestra que esta coloración aumenta con el tiempo de exposición, este es un cambio estadísticamente significativo para las resinas impresas 3D (36,37).

La capacidad de selección de color es una decisión muy subjetiva y varía entre individuos, cantidad de luz, forma del diente, entre otros. Debido a este problema, surge la necesidad de utilizar la espectrofotometría en odontología. Este es un instrumento para la medición de color que tiene como objetivo disminuir las variables que pueden afectar la elección de color. Comercialmente, existen muchos modelos que se dividen en colorímetros y espectrofotómetros. Cuando se comparan estos dos sistemas, la espectrofotometría posee mejores capacidades para medir el color, en virtud de que tiene mejores capacidades para medir la cantidad de luz reflejada por los objetos en una longitud de onda espectral completa (47).

Tanto en la práctica clínica como en estudios *in vitro*, se utilizan tecnologías como colorímetros o espectrofotometría. Con estos dispositivos se obtienen valores numéricos con los que es posible realizar comparaciones de color objetivas. La espectrofotometría se emplea para cuantificar la cantidad de cromógeno producido en una reacción química. Esto sucede entre un compuesto en una muestra clínica y los reactivos selectivos para ese compuesto. Según el total de cromógeno que tiene la reacción, así es la cantidad de analito de lo que se esté estudiando (48). Los estudios validan el uso de espectrofotometría por encima de los métodos convencionales de selección de color. Se menciona que la diferencia es estadísticamente significativa y mejor cuando se usa un instrumento electrónico (47).

El mal comportamiento en cuanto a las propiedades físicas de los materiales de impresión 3D ha fomentado que se realicen estudios que prueban diferentes técnicas para mejorar la estabilidad de color

a largo plazo. Algunas investigaciones aconsejan el uso de materiales para el revestimiento de la superficie, con el objetivo de reducir el cambio de coloración. Además, se observaron valores de delta y por encima del límite clínico (2.25) después del almacenamiento (49). En un estudio realizado por Atria *et al.*, 2020, utilizando un valor de delta y de 5.5, se encontraron valores de 5.66 en resina de impresión 3D para provisionales luego de ser envejecidas, lo que demuestra que los cambios físicos de la resina son perceptibles al ojo humano (50).

Se han logrado identificar algunos factores que afectan la estabilidad de color de las resinas de impresión 3D para restauraciones fijas. Se menciona que al imprimir con una orientación de 0° se observan valores del delta y más bajos al compararlos con angulaciones de 45° y 90°. Se obtuvieron valores de 4.434 para 0° en café por 30 días y de 5.697 para 90°. El grosor de capa también interfiere significativamente en los valores de delta E; se observan valores más bajos cuando se imprime a 100 micras que cuando se imprime a 25 micras. Este estudio también reveló que al envejecerse las muestras en tinciones como el café, a los 15 días de almacenamiento se da el pico más alto de coloración (51).

Algunas investigaciones establecen que la orientación de las impresiones puede afectar el color y la translucidez del material restaurativo, esto muestra cambios que son perceptibles visualmente (52). Por otro lado, al comparar dos tipos de angulación a 90 y 0 grados con respecto a la plataforma, se observó que no existe una diferencia estadísticamente significativa al medir la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad (53).

Propiedades mecánicas de los materiales AM

Las propiedades mecánicas de los materiales se definen como las leyes de la mecánica, la ciencia física que se encarga de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Los efectos que se generan se estudian en los cuerpos en estado de reposo, mediante la resistencia de un cuerpo a ser deformado o fracturado al aplicarle una fuerza. Una propiedad importante en los materiales restauradores es la capacidad de resistir una fuerza. Esta es la habilidad de resistir la tensión inducida sin que exista una fractura o una deformación permanente del material (39). Cuando se mastica, la restauración está sometida a fuerzas de flexión; las zonas donde existe mayor tensión son las de mayor riesgo de fractura.

Para medir la resistencia a la flexión de un material, se somete una muestra de forma rectangular a una carga de tres puntos en una máquina de pruebas universal; esto consiste en colocar la muestra sostenida sobre dos puntos y se aplica una fuerza en el centro del. Dicha fuerza genera flexión y se aplica a una velocidad constante por minuto hasta generar su máximo grado de estrés, lo que produce como resultado

quebrar el material o deformarlo permanentemente. Las resinas y cerámicas dentales sufren fracturas; materiales como los metales sufren deformación permanente (54).

La máquina de pruebas universal para realizar estudios en materiales consta de dos soportes, en los que se coloca la muestra y un brazo que sube y baja. La distancia para colocar las muestras se puede modificar, al igual que la velocidad por minuto en la que se mueve el brazo que genera la fuerza contra el objeto. Según el tipo de material que se analiza, la máquina de pruebas universal se puede personalizar. Para pruebas mecánicas en materiales de base polimérica, de acuerdo con la ISO 10477, se utilizan muestras con diámetro de $25 \times 2 \times 2$ a una velocidad de 1 milímetro por minuto.

Para calcular la resistencia a la flexión con una prueba de tres puntos, se realiza la siguiente fórmula:

$$\Sigma = 3FL/2wd^2.$$

F: fuerza máxima aplicada en newtons.

L: largo del espécimen medido entre los soportes (mm).

Para medir la deformación plástica o elástica de los materiales, se utiliza el módulo elástico (módulo de Young o módulo de elasticidad), el módulo dinámico de Young (velocidad de onda ultrasónica), la flexibilidad, el módulo de cizalla, la resiliencia y el coeficiente de Poisson.

El módulo de Young o de elasticidad se refiere a la rigidez relativa de un material, que se cuantifica por el plano inclinado de la región elástica del gráfico de resistencia-deformación. El módulo elástico de un material es constante (39). Cuando se tiene un módulo elástico alto, se incrementa la resistencia del material. Se genera un gráfico en el que a un objeto se le aplica una fuerza en MPa y se mide el porcentaje de deformación que sufre. El módulo elástico representa el coeficiente de fuerza elástica con respecto a la deformación elástica; al aplicar la fuerza, si existe menor deformación, se obtiene un número mayor de módulo.

El módulo de elasticidad se expresa en unidades de fuerza por unidad de área (GPa). Para calcular el módulo elástico, se utiliza la siguiente fórmula:

$$\text{Fuerza} = P/A = \sigma$$

$$\text{Deformación: } \Delta l / l_0 = \epsilon$$

$$E = \frac{\text{fuerza}}{\text{deformación}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{\left(\frac{P}{A}\right)}{\Delta l / l_0}$$

ε : fuerza

E: módulo elástico

P: fuerza aplicada

A: área transversal del material sometido a la fuerza.

Δl = aumento de longitud

l_0 = longitud inicial

Las propiedades de la estructura dental ayudan a determinar la base sobre la cual se comparan los materiales dentales. Se ha encontrado que, según la zona del diente que se estudie, estos valores pueden cambiar. Además, cambian entre un estudio y otro. El módulo elástico del esmalte, medido en GPa, es de 94 en la sección oclusal y de 80 en la superficie axial. La dentina posee un módulo elástico de 20 GPa; en este, no se encontró diferencia entre las diferentes superficies dentales (55).

Al estudiar la resistencia a la flexión de la base de MMA para impresión 3D de provisionales, se puede observar que se reportan valores más altos cuando se comparan con las MMA convencionales y los bloques de resina fresados (41,47). Además, se demuestra que estos materiales definitivos poseen una resistencia a la fractura mayor cuando se comparan con un bloque de resina fresada (32). Se recomienda realizar protocolos de acabado y pulido de las resinas para obtener una optimización de las superficies (57).

La angulación en cuanto a la plataforma que se les da a los soportes del objeto es un factor clave para tener en cuenta. Cuando se estudian angulaciones para pruebas mecánicas de flexión según un estudio realizado por Derban *et al.*, en 2021, donde se estudiaron dos tipos de resina para provisional, se encuentran las cifras más altas en muestras con 0 grados y una dirección de carga paralela de 122.61 para el material Nexdent y 127.54 para el material Detax. Se observan las cifras más bajas de resistencia a la flexión de 106.35 para Nexdent y 85.05 para Detax (58).

Polímeros

En odontología existen muchas aplicaciones en el uso de materiales poliméricos, entre los que se pueden mencionar: cementos, bases protésicas, sellantes, materiales de impresión y materiales para obturación

o restauración para confeccionar coronas e incrustaciones (59). En restauración se han empezado a utilizar polímeros para la confección de restauraciones fijas como estructuras definitivas.

Los polímeros están compuestos de moléculas de monómeros que se activan por medio de una reacción química llamada polimerización. Los polímeros, en condiciones normales, son dimensionalmente estables, pero estos previamente han pasado por deformación plástica para su fabricación (39). Pueden estar compuestos por moléculas a base de una fibra, un material rígido o un material elástico. Estos materiales deben ser biocompatibles para su uso seguro. Por esta razón, deben ser insolubles y deben mantenerse impermeables. Además, deben poseer buenas propiedades mecánicas para resistir fuerzas masticatorias, su manipulación debe ser segura, deben ser estables en el tiempo y no tener cambios de coloración. En los polímeros ocurre la deformación plástica de forma irreversible, creando una nueva forma. Por otro lado, la deformación elástica es reversible y el material puede recuperar su forma (39).

Los materiales de resina para impresión 3D poseen una base polimérica líquida que se polimeriza o endurece por medio de la aplicación de una luz violeta. En su composición, tienen metacrilatos, fotopolímeros, resina de policarbonato, fotoiniciadores y resina de poliuretano. Todas estas partículas proporcionan un material resistente, flexible y duradero para usarse en la cavidad oral (60).

Confección de estructuras AM

En la fabricación de restauraciones fijas impresas en 3D para uso en rehabilitación oral, el diseño debe transferirse en un formato específico, como .stl.*, .ply*, entre otros, esto depende de la impresora 3D que se utiliza. En este paso del procedimiento se deben agregar soportes al objeto para imprimirlo. Estos soportes unirán la estructura con la plataforma de impresión.

Los soportes pueden ser de diferentes grosores, también tienen la posibilidad de cambiar el ángulo del objeto y, por ende, afectar cómo se direcciona la fotoactivación de la resina capa por capa. Algunos estudios han demostrado que el ángulo de impresión y el grosor de capa de la impresión pueden interferir con las propiedades físicas y mecánicas de los materiales (52,58,61,62). En relación con las propiedades de resistencia a la flexión, se encontró que imprimir con una angulación de 0° es lo indicado para obtener mejores valores, al compararla con 45° y 90° (52,49,53). El racional de que una impresión a 0° posee mejores propiedades mecánicas se relaciona con la orientación en la que se aplica la fuerza. Por lo tanto, se menciona la importancia de orientar las zonas de mayor carga a cero grados de angulación con respecto a la plataforma (62). Al aplicar una fuerza compresiva, se observa que las muestras impresas de forma

vertical poseen una fuerza de 297 MPa, comparada con 257 MPa al imprimir de manera horizontal, esto en especímenes de forma cilíndrica (65).

Cuando se utilizan impresoras dentales con sistemas como STL o DLP, estas poseen una plataforma en la cual se forma el objeto capa por capa. Al finalizar la impresión del objeto, se debe realizar un tratamiento para eliminar los residuos de resina líquida y curar la resina.

Proceso de limpieza y poscurado

Después de finalizar el proceso de impresión, el objeto se retira de la plataforma de construcción, se deben remover los soportes, se limpia para eliminar los residuos de polímero líquido, se pule la superficie y se somete a calor para el posprocesado final, que depende del tipo de material y tecnología que se utilice. El posprocesado inicia con la limpieza para eliminar los excesos de polímero. Estos se deben remover para evitar el endurecimiento causado por la luz natural a la que están expuestos. Los objetos deben pasar por varios ciclos de baños en ultrasonido sin calor, de alcohol isopropílico, alcohol etílico o acetona (66). El tiempo de exposición del material a estos líquidos de limpieza debe ser controlado y seguir las indicaciones del fabricante, debido a que un exceso en el tiempo puede dañar la integridad del objeto, lo que disminuye sus propiedades mecánicas (67). Según Hwangbo *et al.*, al aumentar el tiempo de lavado con alcohol isopropílico y éter monometílico de tripropilenglicol, se observa una mayor viabilidad celular, disminuye la toxicidad del material y se presentan disminuciones en el módulo de flexión, sin afectar la resistencia a la flexión (68).

Actualmente, se han integrado otras soluciones para la limpieza que son menos volátiles e inflamables, como el éter monometílico de tripropilenglicol (TPM) y el éter monometílico de dipropilenglicol (DPM) (69). Al finalizar la limpieza, se continúa con la eliminación de los soportes que unen el objeto a la plataforma. En esta etapa del proceso, retirar los soportes se hace de forma fácil. Se debe tomar en cuenta que el objeto impreso aún no se encuentra curado y se puede quebrar con facilidad.

El proceso de poscurado consiste en la exposición a radiación UV en un horno, lo que ayuda a terminar el procedimiento de polimerización, esto genera superficies con mejores propiedades mecánicas, mejor exactitud y biocompatibilidad para un uso seguro en odontología (56,59,60). El posprocesado se utiliza para aumentar el grado de conversión del material con el objetivo de reducir la cantidad de monómeros sin reaccionar (67). Existen múltiples unidades de poscurado, que varían según la intensidad de luz, el rango de luz, el calor, entre otras. Los estudios han demostrado la importancia de este proceso debido a que afecta propiedades como la resistencia a la flexión, la dureza de Vickers y la biocompatibilidad (71).

Además, puede afectar la exactitud de los objetos por variaciones en el grado de conversión. Pero, no se encuentran diferencias significativas en la precisión dimensional del material al utilizar diferentes condiciones de poscurado (72).

Los fabricantes de las resinas especifican en el manual de uso qué tipo de horno de poscurado, tiempo, longitud de onda, entre otras características, se deben utilizar para obtener las mejores propiedades de los materiales. El horno de marca comercial HiLite Power 3D posee una longitud de luz desde 390 a 540 nm, la polimerización se realiza en tiempos cortos y la indicación de uso es para la polimerización de resinas fotopolimerizables y para el curado de estructuras impresas en 3D (73).

Usos de la tecnología AM

Las restauraciones indirectas en odontología poseen múltiples ventajas comparadas con las que se realizan de forma directa, entre las que se pueden mencionar: tienen una mayor durabilidad, mejor estética, mejor ajuste, mejores propiedades físicas y mecánicas de los materiales (74). En las restauraciones indirectas existen factores que se deben tomar en cuenta para la fabricación, entre ellos: operador, material, paciente, técnica, entre otros (75). Estas restauraciones se pueden confeccionar en diferentes materiales como cerámicas o polímeros.

Las cerámicas dentales, como el feldespato, las cerámicas vítreas y la circonia, con el avance de la tecnología CAD CAM, han aumentado su uso en restauraciones completas en porcelana. Sus excelentes propiedades, como la estética y las buenas propiedades mecánicas, han convertido a estos materiales en los más utilizados en la práctica clínica, con una amplia variedad de materiales que se pueden elegir según las necesidades del paciente, ya sea que exista una necesidad estética o de resistencia al estrés. La circonia con 3 moles de itria posee una resistencia de hasta 1200 MPa y las cerámicas vítreas poseen entre 360 MPa y 500 MPa. Además, con las tecnologías digitales se facilitó la confección de este tipo de restauraciones (76).

Las investigaciones disponibles sugieren que las resinas para provisionales impresos en 3D pueden utilizarse en entornos clínicos. Siguiendo las indicaciones de los fabricantes, se tiene la posibilidad de obtener restauraciones que presentan valores de rugosidad y resistencia mecánica aceptables (48,66).

Las resinas de impresión 3D para uso como material definitivo se desarrollaron con el objetivo de obtener los beneficios que ofrecen las cerámicas dentales, incorporando relleno inorgánico en su matriz polimérica (78). Los rellenos inorgánicos ayudan a mejorar las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales.

Una desventaja de las resinas para impresión 3D es que la cantidad de relleno en su matriz no puede ser muy alta comparada con los bloques para fresar, debido a que el material debe poseer una consistencia líquida para que se pueda usar en impresión 3D. En virtud del bajo porcentaje de relleno, sus propiedades pueden verse afectadas (79).

CAPÍTULO II. DISEÑO METODOLÓGICO

Pregunta de investigación

¿Cómo afectan diferentes técnicas de poscurado y el almacenamiento las propiedades físicas y mecánicas de dos tipos de resinas dentales de impresión 3D para restauraciones definitivas?

Hipótesis H0

No existe una diferencia significativa en las propiedades físicas y mecánicas de dos tipos de resinas dentales de impresión 3D para restauraciones definitivas con diferentes tiempos de poscurado.

Objetivo general

Evaluar el efecto de los protocolos de poscurado y almacenamiento en las propiedades físicas y mecánicas de la resina de impresión 3D para restauraciones definitivas.

Objetivos específicos

1. Analizar el módulo de elasticidad de dos tipos de resinas dentales para impresión 3D que se utilizan para restauraciones definitivas, con diferentes tiempos de poscurado y almacenamiento, comparado con una resina para impresión 3D para restauraciones provisionales.
2. Comparar la resistencia a la flexión de dos tipos de resinas dentales para impresión 3D que se utilizan para restauraciones definitivas, con diferentes tiempos de poscurado y almacenamiento, con una resina para impresión 3D para restauraciones provisionales.
3. Comparar la estabilidad de color de dos tipos de resinas dentales para impresión 3D que se utilizan para restauraciones definitivas, con diferentes tiempos de poscurado y almacenamiento, con una resina para impresión 3D para provisionales.

Variables

Las variables predictoras son los diferentes tiempos de poscurado, las marcas de resina y el almacenamiento. Las variables resultado son: resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y estabilidad de color.

Diseño estadístico

Estabilidad de color, módulo de elasticidad y resistencia a la flexión: análisis de varianza de tres vías (material*poscurado*envejecimiento), calculado a 0.05 de valor de significancia. Se realizó una prueba post-hoc de Tukey a 0.05 de valor de significancia para comparar los promedios que se obtuvieron en los resultados. Estabilidad de color: análisis de varianza de tres vías con medidas repetidas. Módulo de elasticidad: *test* de la mediana de Mood.

Metodología

Se realizaron N: 84 discos de resina impresa en 3D, n: 7 cuerpos de prueba para cada grupo, con medidas de 10 mm de diámetro y 2 mm de grosor para pruebas de color y 180 barras de resina impresa en 3D con medidas de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de grosor para pruebas mecánicas de flexión. Las muestras para el estudio se diseñaron utilizando el *software* MatterC control 2.0. Se generaron archivos en formato .stl* y se transfirieron al programa digital de la impresora, lo que convierte los archivos a formato .STM* (Asiga Strop file format) para generar los soportes y la orientación de las muestras. La orientación de las muestras se realizó a 30 grados de la plataforma; los soportes se produjeron automáticamente con un grosor de 1 mm.

La impresión de las muestras se realizó con tecnología DLP, con longitud de onda LED de 385 o 405 nm, utilizando la impresora de la marca comercial ASIGA Max UV (ASIGA, Australia). Antes de colocar la resina en estado líquido en el contenedor de la impresora, se agitó el recipiente durante 3 minutos para obtener una solución más homogénea. Se utilizó una bandeja limpia para cada resina. Se vertió la resina líquida en la bandeja y se aseguró el posicionamiento correcto de la plataforma.

Después de concluir el proceso de impresión 3D, se realizó la limpieza de las muestras para la remoción de excesos de resina no polimerizada. Todos los especímenes se lavaron con los protocolos que especifican los fabricantes. Se utilizaron guantes y anteojos de protección para remover los objetos de la plataforma de impresión, utilizando una espátula. Luego, se eliminaron los soportes de cada una de las muestras. El protocolo establecido según el fabricante indica la limpieza de las muestras durante 3 min en un baño de alcohol al 96 %, usando un ultrasónico sin calor. Posteriormente, se colocaron los especímenes en alcohol limpio al 96 % a lo largo de 2 min, utilizando un ultrasónico sin calor. Para concluir, se rociaron los especímenes con un roce de alcohol al 96 % y se secaron con aire por 10 s. El tiempo de limpieza no excedió los 5 min establecidos como tiempo máximo en contacto con el alcohol.

El poscurado se realizó conforme a las especificaciones de los fabricantes utilizando Hilite power (Heraeus Kulker, Hanau). Esta es una lámpara estroboscópica de xenón, que se utiliza para la postpolimerización de resina. Posee un voltaje de 100/115/230 voltios, una frecuencia nominal de 50-60 Hz, un espectro luminoso de 390–540 nm y una potencia de la lámpara de *flash* de 200 W. Después del protocolo de limpieza, las muestras se dividieron para recibir dos tiempos diferentes de poscurado, el primer tiempo, como recomienda el fabricante respectivo para cada marca comercial, y el segundo tiempo, intercambiando los tiempos recomendados por cada fabricante. Por lo tanto, todas las muestras recibieron dos tiempos de poscurado, el primero de dos ciclos de 90 segundos y el segundo de dos ciclos de 180 segundos. Todas las muestras fueron pulidas con lija de grosor 600, para dejar superficies lisas.

Para la estabilidad de color, las muestras se sumergieron y quedaron completamente embebidas en agua o en solución de café durante 40 días a 37 °C. Para la resistencia a la flexión, las muestras se envejecieron a lo largo de 4 meses en agua destilada a 37 °C.

Se utilizó como grupo control la resina para provisionales Denta Tooth de la marca comercial ASIGA. Se usó en la impresora 3D ASIGA DLP, de uso profesional.

Resistencia a la flexión y módulo de elasticidad

Para medir la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de los tres tipos de resina de impresión 3D (Varseo Smilecrown Plus, Saremco Crowntec, Denta Tooth ASIGA), se realizaron muestras de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de grosor, en concordancia con la ISO 10477. Para cada resina, la población total fue de 60 barras por material. La mitad del total de las muestras recibió dos ciclos de curado de 90 s y la otra mitad recibió dos ciclos de curado de 180 s.

Después del curado, las muestras se subdividen en dos subgrupos más ($n = 15$) por tipo de resina. El subgrupo 1 se envejece en agua destilada durante 16 semanas y el subgrupo 2 recibe la carga de flexión inmediatamente luego del curado.

Para medir la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad, se realiza la prueba de resistencia a la flexión uniaxial de tres puntos, con la máquina de pruebas universal electromecánica (Electropuls E3000, Instron, Norwood, MS). Antes de iniciar las pruebas, todas las muestras se miden en ancho y alto con un calibrador electrónico con 0.01 de precisión. Se coloca la muestra entre los soportes con una distancia de 21 mm, a temperatura ambiente. Se aplica una velocidad de carga de 1 mm/min hasta la fractura y los cálculos de las variables se generan con el *software* asociado (Bluehill Universal). Los resultados se

registran en MPa para la flexión y en GPa para el módulo de elasticidad. Los datos de flexión se analizan estadísticamente con las pruebas Anova de tres vías y Tukey; los datos de módulo se analizan mediante la prueba de la mediana de Mood, todas las pruebas a un nivel de significancia de 0.05.

Estabilidad de color

Para medir la estabilidad de color, se realizaron muestras de 10 mm de diámetro por 2 mm de grosor. Con una N: 84, n: 7, para cada resina, la población total fue de 28 discos. Los grupos se dividen por tipo de material (Varseo Smile Crown, Saremco Crowntec y Asiga Denta Tooth), por tiempos de postcurado (90 s y 180 s) y por clase de tinción (agua y café), estableciendo una n: 7. Una vez que las muestras concluyen los dos ciclos de poscurado, se procede con la toma del color inicial de las muestras.

Se realiza la toma de color con el espectrofotómetro comercial (VITA Easyshade® Advance V, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), calibrado según las indicaciones del fabricante y fijado con la punta perpendicular a la superficie de las muestras. Se registran los datos de color en la guía de color Vita Classic, la Guía Vita 3D Máster y las coordenadas de color L^* , a^* y b^* . Se mantienen divididos los grupos de las muestras, de acuerdo con el tiempo en los grupos de 90 s y 180 s y el material del estudio. Para la toma de color se utilizó un fondo blanco. Los datos se tabulan utilizando la herramienta de Microsoft Excel.

Concluida la toma de color inicial, las muestras se dividen en dos subgrupos. La mitad de las muestras se sumerge en una solución de café, este es el grupo de estudio, y la otra mitad se sumerge en agua destilada, como grupo control. Todas las muestras se conservan en envases rotulados y sellados. Para la preparación del café, se utilizan 2 cucharadas de café molido con 350 ml de agua destilada a 100 °C. La solución de café y agua destilada se cambia cada 2 días. Las muestras se mantienen en los líquidos durante 40 días, a 37 °C.

Como grupo control se utiliza una resina de impresión 3D para provisionales; se manejan los mismos diseños de especímenes con los tiempos de poscurado mencionados. Después del envejecimiento de las muestras en los líquidos durante 40 días, se procede con la toma de color. Se realiza la toma de color con el espectrofotómetro comercial (VITA Easyshade® Advance V, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), colocado perpendicular a la muestra, con fondo blanco. Se tabulan los datos para proceder con la comparación entre la evaluación inicial y final.

A cada muestra se le realizó una medida de las coordenadas de color ($L^*a^*b^*H^*C^*$) con un espectrofotómetro de uso dental (Easy Shade, Vita) antes y después del envejecimiento. Se calculó su ΔE (CIEDE 2000) y los datos se analizaron con la prueba de Anova de tres vías

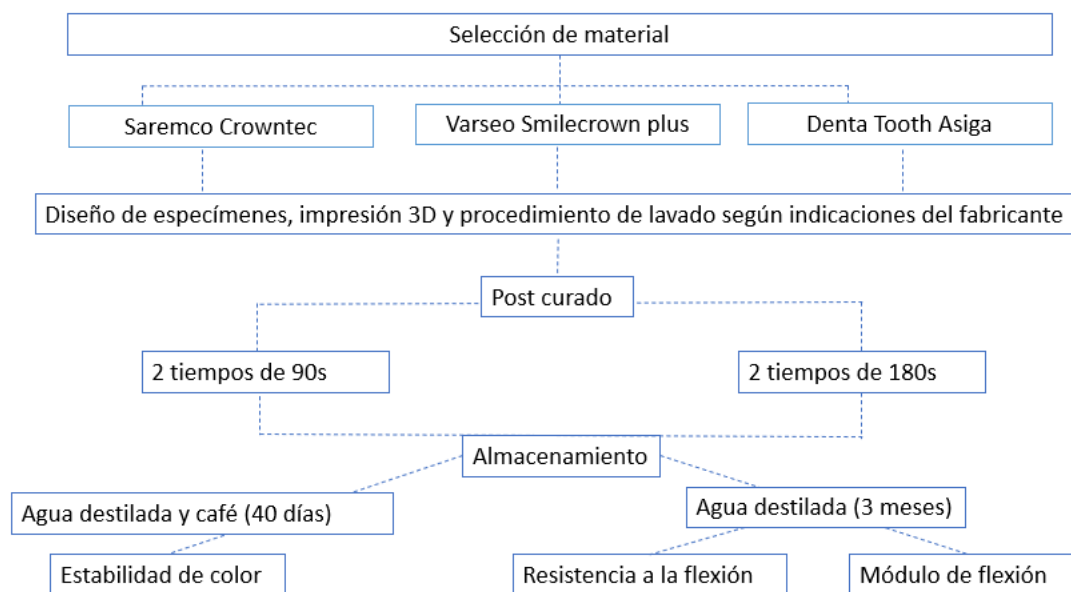
(material*poscurado*envejecimiento*) y Tukey ($\alpha=0.05$). Los datos se compararon mediante estadística descriptiva y los análisis de varianza de tres vías.

En el presente trabajo se utilizaron las siguientes resinas de impresión:

Tabla 1. Nombre comercial, descripción, composición, parámetros, poscurado y color

Resina (abreviatura)	Descripción	Composición Química	Parámetros de impresión	Post curado	Color
Varseo Smilecrown (VSS)	Resina de impresión 3D permanente indicado como material restaurador indirecto, para zona anterior o posterior incluyendo superficies oclusales. Indicación: coronas unitarias, inlays, onlays o vellers. Grosos mínimos de 1mm y 0.5 para restauraciones en carillas.	productos de esterificación 4,4 isopropilidenodifenol, etoxilado y ácido 2-metilprop-2-enoico, vidrio dental silanizado, formato de metilbenzoilo, difenilo (2,4,6-trimetilbenzoilo). La proporción de óxido de fosfina de los rellenos inorgánicos (tamaño de partícula 0,7µm) es del 30 al 50% en masa.	Grosor de capa de 50 µm, con una orientación horizontal, colocando el plano oclusal en la plataforma.	2x90s 100, 115, 230 V 320 - 540 nm	A2
Saremco Crowntec (SCT)	Polímero fluido, fotopolimerizable a base de éster de ácido metacrílico. Indicación: coronas unitarias, inlays, onlays, carillas, coronas o puentes temporales y dientes para dentaduras removible. Grosos mínimos de 1.5 en oclusal e incisal y 1mm en cervical	productos de esterificación 4,4 -isopropylidiphenol, etoxilado y ácido 2-metilprop-2 enoico, vidrio dental silanizado, Sílice pirogénica, iniciadores. El contenido total de cargas inorgánicas (tamaño de partícula 0,7 µm) es del 30 al 50 % en masa.	Grosor de capa de 50µm, con una orientación a 0 grados de la plataforma. El lado oclusal debe mirar hacia la plataforma.	2x180s 100, 115, 230 V 320 - 540 nm	A2
Denta Tooth ASIGA (ADT)	Resina impresión 3D biocompatible, con alta resistencia, resistente al desgaste y las manchas. Indicación: dientes para dentaduras postizas. Compatibilidad con impresora 3D de 385nm	7,7,9(o 7,9,9)-trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecano- 1,16 bismetacrilato de diilo; Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina; Metacrilato de tetrahidrofurfurilo	No menciona	8000 flashes (4 x 2000 flashes) 100, 117, 230 V 280 - 700nm	A1

Figura 1. Diagrama de flujo del proceso experimental general



CAPÍTULO III. RESULTADOS

Estabilidad de color

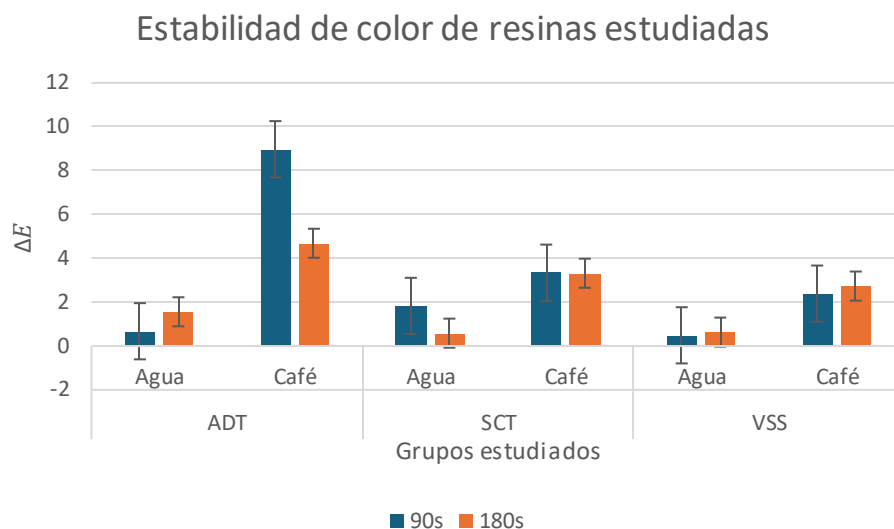
Los datos no cumplieron inicialmente con los supuestos para análisis paramétricos (normalidad y homoscedasticidad u homogeneidad de varianzas). Por lo tanto, se sometieron a una transformación de datos de tipo Box-Cox a un nivel de significancia del 95 %, utilizando un λ estimado de 1.7253. De esta forma, los datos cumplieron con ambos supuestos: normalidad (Shapiro-Wilks: $p = 0.089$) y Homoscedasticidad (Levene: $p = 0.233$). De esta manera, se aplicó un Anova de tres factores (Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento). Esta prueba reveló que los tres factores resultaron estadísticamente significativos ($p < 0.05$), también resultaron significativas las interacciones “Material vs. Envejecimiento” ($p < 0.0001$) y “Fotocurado vs. Envejecimiento”, así como la triple interacción “Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento” ($p < 0.008$). Al comparar la interacción de los tres factores estudiados, se demostró que la resina ADT, con un tiempo de poscurado de 90 s y envejecida en café, posee el peor desempeño en estabilidad de color, con una diferencia significativa con los demás grupos.

Tabla 2. Estabilidad de color Delta y de las resinas que se estudian

	ADT		SCT		VSS	
	Agua	Café	Agua	Café	Agua	Café
90	0,7(0,2) C	9,0(2) A	1,8(1,9) D	3,3(0,8) B	0,5(0,2) D	2,4(0,6) B
180 s	1,6(2,8) C D	4,7(0,9) A B	0,6(0,3) D	3,3(0,8) B	0,6(0,4) D	2,7(0,8) B

Desviaciones estándar entre paréntesis

Gráfico 1. Estabilidad de color Delta y de las resinas que se estudian.



Materiales estudiados: Saremco Crowtec (SCT), Asiga Denta Tooth (ADT) y Varseo Smile Crown (VSS). Los grupos que no comparten letra son significativamente diferentes.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Los datos no cumplieron inicialmente con los supuestos para análisis paramétricos (normalidad y homoscedasticidad u homogeneidad de varianzas). Por lo tanto, se sometieron a una transformación de datos de tipo Box-Cox a un nivel de significancia del 95 %, utilizando un λ estimado de 1.9317. De esta forma, los datos cumplieron con ambos supuestos: normalidad (Anderson-Darling: $p = 0.195$) y Homoscedasticidad (Levene: $p = 0.328$). De esta manera, se aplicó un Anova de tres factores (Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento). Esta prueba reveló que los tres factores resultaron estadísticamente significativos ($p < 0.0001$), también resultaron significativas las interacciones “Material vs. Envejecimiento” ($p < 0.0001$) y “Fotocurado vs. Envejecimiento” ($p < 0.011$). En las comparaciones para resistencia a la flexión inicial de los materiales, se observa que las resinas SCT y ADT poseen una resistencia significativamente mayor al compararse con la resina VSS.

Tabla 3. Resistencia a la flexión MPa de los grupos estudiados

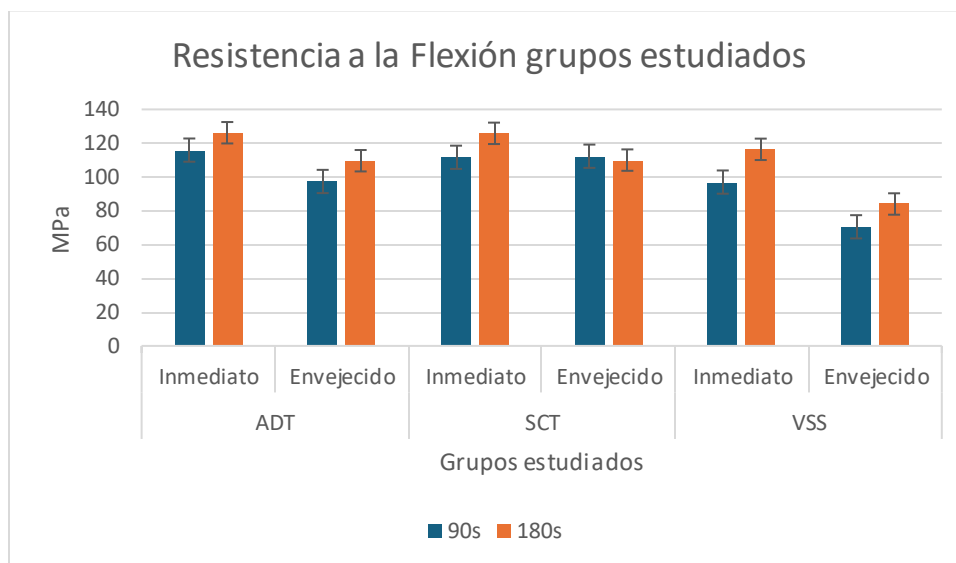
	ADT		SCT		VSS		Tukey Post curado
	Inmediato	Envejecido	Inmediato	Envejecido	Inmediato	Envejecido	
90	115,9(7,3)	97,3(12,6)	111,6(12,3)	112,3(8,3)	97,0(10,8) C	70,5(11,3)	113,593 A
180 s	126,2(5,9)	109,6(9,8)	125,8	110,0(16,6)	116,4(10,5)	84,0(14,8)	102,492 B

Tukey material: SCT:115,884 A, ADT: 113,123A, VSS: 94,266B

Tukey envejecimiento: Inmediato: 116,388 A, Envejecido: 99,306 B

Las medias que no comparten una letra son significativamente diferentes. intervalo de confianza del 95 %. Las letras mayúsculas representan diferencias significativas entre inmediato y envejecido; las letras minúsculas representan discrepancias significativas entre tiempos de poscurado. Desviaciones estándar entre paréntesis.

Gráfico 2. Resistencia a la flexión MPa de grupos estudiados



Materiales estudiados: Saremco Crowtec (SCT), Asiga Denta Tooth (ADT) y Varseo Smile Crown (VSS).

MÓDULO DE ELASTICIDAD

Los datos no cumplieron con los supuestos para análisis paramétricos (normalidad y homoscedasticidad u homogeneidad de varianzas) ni fue posible obtener una transformación viable ni por el método de Box-Cox ni por el método de Johnson. Por esto, se aplicó la prueba de la mediana de Mood a cada factor por separado (Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento). Esta prueba reveló que los factores Material ($p < 0.0001$) y Fotocurado ($p = 0.016$) resultaron estadísticamente significativos.

Al estudiar la prueba de la mediana de modo, en función del material, se demostró que el módulo en GPa de la resina Asiga Denta Tooth fue significativamente menor, con un valor medio de 3,3 GPa. Los grupos de Saremco Crowntec obtuvieron un valor de 4,5 GPa y Varseo Smile Crown un valor de 4,1 GPa. Al estudiar cómo afecta el tiempo de curado, se demostró que la resina se ve afectada en su módulo, con valores más bajos en el grupo de 90 s y al ser envejecida.

Tabla 4. Módulo de elasticidad GPa de los grupos estudiado.

	ADT		SCT		VSS	
	Inmediato	Envejecido	Inmediato	Envejecido	Inmediato	Envejecido
90	3,3(0,3)	3,0(1,1)	4,4(0,3)	4,4(0,1)	4,1(0,3)	3,5(0,1)
180 s	3,5(0,2)	3,1(0,4)	4,8(0,2)	4,5(0,2)	4,7(0,4)	4,1(0,2)

Desviaciones estándar entre paréntesis.

CAPÍTULO IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Según los resultados del presente estudio en el que se midió la estabilidad de color, la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad, se encontraron diferencias entre los materiales, el protocolo de poscurado y el envejecimiento que recibieron. Se logró demostrar que el material de resina para impresión 3D cambia sus propiedades, tanto físicas como mecánicas al ser sometido a envejecimiento.

Para la prueba de resistencia a la flexión, al comparar los tres tipos de resina de impresión 3D, los resultados demostraron que la resina Varseo Smile Crown obtuvo los valores más bajos en la medida inmediata y al ser envejecida. Por otro lado, los materiales Saremco Crowntec y Asiga Denta Tooth mostraron valores de resistencia a la flexión más altos, sin diferencia estadísticamente significativa entre ellos, tanto en la medida inicial como al ser envejecidos. Se determina que las propiedades mecánicas de los tres materiales estudiados mejoran al aumentar el tiempo de exposición durante el proceso de poscurado.

Los resultados del presente estudio concuerdan con investigaciones previas, como la de Soto-Montero *et al.*, 2022, donde se estudiaron materiales de impresión 3D para provisionales (Cosmos Temp3D, SmartPrint BioTemp, Resilab3D Temp y Prizma3D BioProv), con diferentes tiempos de poscurado, concluyó que al aumentar el tiempo de poscurado se observa un incremento en la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de los materiales (80). Además, Kang *et al.* concluyen que las propiedades de flexión y la dureza de Vickers aumentan significativamente con la intensidad de la luz y el tiempo de poscurado, al medirlo en un puente de tres unidades utilizando la resina de impresión 3D (MAZIC D TEMP, VERICOM, Kangwon, Korea) (81).

Según Alkhateeb *et al.*, en 2023, al estudiar la carga de fractura de una estructura fija de tres unidades utilizando materiales de impresión 3D para provisionales (NextDent, C&B [CB] y ASIGA Denta Tooth), se incrementa también la resistencia a la fractura a medida que se aumenta el tiempo de poscurado (81). Otras investigaciones realizadas en material de impresión 3D para bases de dentaduras protésicas mencionan un incremento en las propiedades fisicomecánicas al aumentar el tiempo de poscurado, validado también por otras investigaciones (71-73).

Con la impresión 3D utilizando el sistema DLP, se genera un objeto mediante el proceso de confección capa por capa, con una exposición rápida a la luz violeta entre ellas. Durante la impresión no existe una exposición a la luz suficiente, por lo que es indispensable exponer el objeto a un procedimiento extra de curado con luz violeta después de la impresión que ayuda a mejorar las propiedades mecánicas del material, lo que aumenta el grado de conversión de la resina (67,83-85). Es importante mencionar que

una buena polimerización superficial no es indicativa de que en las zonas profundas penetre la luz y se mantenga este grado de polimerización.

Múltiples investigaciones han logrado determinar el efecto positivo que se obtiene al realizar los protocolos de posprocesado de la resina impresa en 3D. Esto independientemente del tipo de resina que se utilice, lo que concuerda con los resultados en el presente estudio (74-79). Por otro lado, se debe mencionar que, en la mayoría de las investigaciones citadas, se utilizan resinas para prótesis fijas de uso provisional y en estas se aplican protocolos de poscurado diferentes a los recomendados por los fabricantes de resinas de uso definitivo que se estudian en esta investigación.

Además, se debe tomar en cuenta que las resinas de impresión 3D para provisional no poseen en su composición relleno inorgánico, a diferencia de las resinas con indicación de uso definitivo que se utilizan en este proyecto. El uso de partículas de relleno en la matriz polimérica se relaciona con una mejora en las propiedades mecánicas y físicas de los materiales. Pero, esas partículas también pueden interferir en que se dé una polimerización efectiva de la resina(14).

En esta investigación no se mide el grado de conversión de las resinas que se utilizan. Investigaciones previas han demostrado la importancia de aumentar la cantidad de monómeros que se convierten en polímeros, con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas y reducir la citotoxicidad, genotoxicidad y alergias del material (83,84). En investigaciones futuras se deben realizar estudios para medir el grado de conversión de resinas de impresión 3D definitivas, analizando el comportamiento de las partículas de relleno.

Se demostró que la resina Asiga Denta Tooth, a pesar de ser una resina que no posee ningún tipo de relleno cerámico entre su matriz, presenta buenas características de resistencia a la flexión, lo que la refiere como un excelente material indicado para uso como provisional de largo plazo, respaldado también por investigaciones previas (66,87). Las resinas de impresión 3D para uso definitivo (Varseo Smile Crown y Saremco Crowntec) poseen entre su composición química relleno inorgánico, a diferencia de la resina del grupo control (Asiga Denta Tooth). A pesar de su composición, en los resultados del presente estudio se observó que muestra un mejor comportamiento en resistencia a la flexión comparado con la resina Varseo Smile Crown. La diferencia entre estos materiales se observó en el módulo de elasticidad, donde el grupo control tiene un módulo de flexión más alto, hallazgo que puede estar relacionado con el relleno inorgánico.

Estos resultados son comparables con los que se obtienen en el estudio de Ellakany y colaboradores en 2022, en donde se estudiaron propiedades mecánicas de cuatro materiales distintos (PMMA autopolimerizable, Unifast Trad GC, CAD/CAM PMMA en bloque Telio CAD Ivoclar, resina 3D NextDent C&B MFH y resina 3D DLP ASIGA Denta Tooth, Asiga). Todos los materiales se envejecieron con termociclado a 50,000 ciclos, con temperaturas de 5 y 55 °C, concluyó que el material fresado posee la mayor dureza y resistencia a la flexión en comparación con los demás. La resina Asiga Denta Tooth tiene valores de resistencia a la flexión que son comparables con los fresados, excepto por el módulo de elasticidad, que se presenta muy bajo. Estos hallazgos concuerdan con los que se obtienen en esta investigación, aunque la forma de las muestras no es igual, los resultados son comparables entre sí (91).

Otro factor que puede influir en la resistencia a la flexión de los materiales de impresión 3D es el proceso de poslimpieza. Durante este procedimiento, se eliminan los residuos de monómeros libres con alcohol etílico o isopropílico, en un baño ultrasónico sin calor. En esta investigación se siguen las recomendaciones del fabricante de utilizar alcohol etílico y no exponer las muestras por un tiempo mayor que 5 min, lo que evita que se produzca una absorción de alcohol y una posterior deformación. Según Mostafavi y colaboradores en 2020, demostraron que los solventes y el tiempo de poslavado afectan la exactitud de los objetos impresos utilizando tecnología de polimerización de una cubeta (VAT)(69).

Según Mayer *et al.*, en 2020, al estudiar el impacto de diferentes métodos de limpieza en la carga de fractura y desgaste de dos cuerpos, estudiaron resinas para prótesis fija temporal (Freeprint temp, Temp PRINT y NexDent). Mencionan que utilizar isopropanol para la limpieza de las muestras impresas en 3D afecta negativamente la carga de fractura comparado con otros métodos como el centrifugado o el Yellow Magic (66). Libermann *et al.*, en 2023, menciona una significancia clínica en el método que se utilice para la limpieza de circonia impresa en 3D. Se recomienda el uso de aerografía o un tiempo corto de baño ultrasónico combinado con aerografía para obtener una mejor transmisión, rugosidad y resistencia y se menciona que el baño corto con ultrasónico solo no es suficiente y que un tiempo largo puede deteriorar el material (92).

Según Jain *et al.*, en 2022, en una revisión sistemática de literatura y metaanálisis, al estudiar las propiedades físicas y mecánicas de materiales 3D CAD/CAM, fresados y convencionales, para la confección de prótesis fijas provisionales, se concluye que los materiales provisionales impresos en 3D para prótesis fijas tienen propiedades mecánicas superiores, pero propiedades físicas inferiores, comparados con los sistemas CAD/CAM fresados y fabricados con métodos convencionales (14). Estos resultados son apoyados por Alzahrani *et al.*, en 2023, en una revisión sistemática, donde se menciona que los materiales de

impresión 3D se presentan como una buena opción para su uso como material provisional, con buenas características en cuanto a dureza, rugosidad de superficie y menor pérdida de material al desgaste, comparados con los fresados o convencionales (93).

Por otro lado, Valenti *et al.*, en 2022, realizaron una revisión sistemática y un metaanálisis, donde estudiaron las propiedades mecánicas de materiales de impresión 3D protésicos comparados con el sistema de fresado y el convencional. Ellos concluyeron que los impresos son comparables con los fresados en términos de propiedades mecánicas, como dureza, rugosidad y discrepancia marginal. Pero, la resistencia a la flexión es menor en comparación con el método convencional y el fresado después de ser envejecidos y se menciona que no poseen características para soportar fuerzas masticatorias en un periodo extendido (6).

Los resultados en revisiones sistemáticas demuestran que los materiales poseen un buen comportamiento mecánico y un físico aceptable. Pero, se debe mencionar que todos estos estudios incluidos en las inspecciones sistemáticas se realizan utilizando resinas de impresión 3D como material provisional para prótesis fijas; no se obtienen resultados para materiales con indicación de uso definitivo. Además, existe inconsistencia en los resultados en los estudios, lo que crea una limitante para poder comparar de forma directa los resultados, debido a que las investigaciones utilizan protocolos o materiales de resina distintos (93).

Al observar el comportamiento de los materiales estudiados, se determina la importancia de realizar un poscurado correcto para obtener mejores propiedades mecánicas (56,94). Existen otros factores que pueden afectar el comportamiento mecánico de las resinas de impresión 3D, entre los que es posible mencionar: composición química, tipo y cantidad de relleno inorgánico, grosor de capa, angulación en la impresión, envejecimiento, grado de conversión, tipo de sistema de impresora, manipulación, entre otros (10,31,81,95,96).

El envejecimiento de los materiales se realiza para simular el comportamiento que tiene el material al estar en un medio húmedo, en la cavidad oral. En esta investigación, las muestras se envejecieron durante 16 semanas en agua destilada. Se observa una disminución en los valores que se obtienen de resistencia a la flexión y módulo de elasticidad. Esto muestra una diferencia entre la medición inmediata y la posterior al envejecimiento. El contacto directo con el agua puede producir un aumento en la cantidad de sorción de líquido de las muestras, lo que afecta las propiedades mecánicas de los materiales (92,93).

Estos resultados concuerdan con estudios previos, como el de Revilla-León *et al.*, donde se compararon la resistencia a la flexión y el módulo de Weibull de circonia fresada y aditiva (AM). Las muestras se sometieron a una simulación de masticación para envejecimiento, lo que demostró un efecto significativo en la resistencia a la flexión de circonia AM comparada con las muestras sustractivas. Se menciona que ambas tecnologías sufren una reducción en la resistencia a la flexión después del envejecimiento, esta es más agresiva con los materiales AM (78). Aunque el tipo de envejecimiento que se utiliza en el estudio de Revilla-León en 2021 es distinto al que se utiliza en esta investigación, se puede determinar que existe un deterioro del material a largo plazo, independientemente de que no reciba cargas masticatorias.

Al estudiar la resistencia a la flexión de los materiales, la resina Asiga Denta Tooth posee la media más alta con un valor de 121 MPa inmediata y el valor más bajo de 78 MPa envejecido de la resina Varseo Smile Crown. Al comparar estos resultados con valores que se obtienen en estudios previos, como el de Revilla-León 2021, donde se reportan valores en circonia fresada no envejecida de 914.75 MPa y envejecida de 572.60 MPa y circonia aditiva no envejecida de 320.32 MPa y envejecida de 281.12 MPa, se demuestra una disminución del 35 % en especímenes confeccionados con tecnología AM comparado con el método sustractivo. Se observa una diferencia entre los resultados en ambos estudios, que puede estar relacionada con el tipo de relleno inorgánico que tienen las resinas que se utilizan en ambos estudios. Por otro lado, la diferencia entre la resistencia a la flexión de materiales sustractivos *versus* aditivos se relaciona con muchos factores, entre los que se pueden mencionar: proceso de confección, porosidad, composición química, entre otros (78).

Debido a que el proceso de fabricación es altamente sensible a errores, en esta investigación se siguieron todas las recomendaciones del fabricante para la confección de las estructuras. Se mantuvieron los protocolos de diseño, impresión, limpieza y poscurado.

Según Temizci *et al.*, en 2024, al comparar la resistencia a la flexión biaxial y la dureza de Vickers de materiales para la confección de restauraciones indirectas (Cerasmart 270, Vita Enamic, Saremco Print Crowtec, Formlabs Crown Resin y feldespato Vita Mark II), se demostró que el material influye en estas propiedades. Pero, al someter las muestras a termociclado térmico, no se observa una afectación significativa en el material. Además, se demostró que las resinas para coronas permanentes impresas en 3D poseen buenas propiedades de resistencia a la flexión, no obstante, deben mejorar sus propiedades de dureza. Por otro lado, la cerámica feldespática, que se utilizó como grupo control debido a su estética y propiedades estables, en el estudio demostró ser el material con mayor microdureza y menor resistencia a la flexión biaxial (98).

Cuando se estudia la resistencia a la flexión de materiales de uso temporal, se observa que algunos estudios mencionan que las resinas impresas en 3D poseen buenas propiedades mecánicas como material de restauración interina. Según Koch *et al.*, la resina NextDent C&B; MFH posee un mejor comportamiento que el Protemp 4; 3M ESPE (99). Además, se establece que los materiales de resina 3D para prótesis fijas tienen un comportamiento biomecánico aceptable (100).

En esta investigación se utilizó la impresora 3D Asiga Max UV y la máquina de poscurado Hilite Power (Heraeus Kulker, Hanau), con la longitud de onda y el tiempo recomendados por los fabricantes de las resinas que se utilizan, lo que evita los factores que pueden interferir en la obtención de las mejores propiedades del material. Además, Nulty en 2022, demuestra en una revisión de literatura que el tipo de impresora que se utiliza no afecta la exactitud de las muestras (34).

Entre los factores que pueden influir en la resistencia a la flexión se encuentra la orientación en la que se colocan las muestras con respecto a la plataforma. En el presente proyecto, se decide utilizar una orientación de 30 grados en cuanto a la plataforma con el objetivo de simular las vertientes de las cúspides cuando se someten a cargas no axiales. Algunas investigaciones previas demuestran que al colocar el objeto orientado de forma paralela a la plataforma se obtienen valores más altos de resistencia a la flexión, debido a que las capas se curan en dirección al eje de masticación (58,101). Otras investigaciones, como la de Espinar *et al.*, en 2024, indican que cómo se orienta la impresión no afecta significativamente la resistencia a la flexión ni el módulo de elasticidad, cuando se utilizan orientaciones de 0 y 90 grados con respecto a la plataforma (53).

Esta investigación obtuvo valores de resistencia a la flexión de 116 GPa inmediato y 99 GPa envejecido utilizando la tecnología DLP para la impresión 3D. Al comparar con el estudio de Li *et al.*, de 2019, en el que se utiliza tecnología SLA para la fabricación de coronas con una resina de impresión que contiene 45 vol% de suspensión de circonia, se obtuvieron valores de 812 ± 128 MPa, lo que proporciona una resistencia a la flexión adecuada según la ISO 6872 para la producción de coronas dentales (102).

Investigaciones previas han comparado la resistencia a la flexión de diferentes materiales para la confección de provisionales en odontología. Según Reepomaha *et al.*, en 2020, al comparar algunos materiales como la resina bis acrílica, MMA impreso en 3D, fresado en PMMA y metil metacrilato, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos (103). De igual forma, al comparar la resistencia a la flexión de resinas impresas en 3D para provisionales y materiales CAD/CAM fresados, se

demuestra que los materiales de impresión 3D poseen valores más altos con diferencia estadísticamente significativa (68,69,101).

Por otro lado, algunos estudios han demostrado que los materiales fresados CAD CAM poseen mejores propiedades mecánicas al compararse con los impresos en 3D (66,105-107). Se menciona que las mejores propiedades mecánicas que demuestran los materiales CAD CAM fresados prepolimerizados se deben a que tienen una menor porosidad, ausencia de espacios entre capas y no sufren contracción por polimerización (106). En el estudio realizado por Martín-Ortega *et al.*, en 2022, las muestras fresadas en la zona anterior poseen una resistencia a la flexión de 351.9 N, mayor que la de manufactura aditiva de las coronas anteriores (105).

En este estudio se utilizaron 2 resinas con indicación para uso permanente y 1 resina para provisional. Se observó que, respecto a la interacción de las variables “Fotocurado vs. Envejecimiento” y la triple interacción “Material vs. Fotocurado vs. Envejecimiento”, se demostró una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.008$). Al comparar los resultados en esta investigación con estudios previos, según Nur Korkmaz *et al.*, en 2024, en cuanto a la resistencia a la flexión de tres diferentes resinas para coronas permanentes de impresión 3D envejecidas y no envejecidas, observaron que existe una diferencia significativa entre los materiales envejecidos y no envejecidos y mencionan que la resina de marca comercial Saremco Crowntech posee la mayor resistencia a la flexión, con valores de 92,06 MPa para la no envejecida y 88,04 MPa para la envejecida, con 10,000 ciclos de termociclado entre 5 °C y 55 °C, comparados con los resultados del presente estudio, en donde se obtuvieron valores de 125,8 MPa para la no envejecida y 110 MPa para la envejecida, con dos tiempos de 180 s de poscurado (108).

La resina de impresión 3D posee la ventaja de que a su matriz polimérica se le pueden incorporar múltiples aditivos según la indicación de uso. Las resinas de uso definitivo para prótesis fijas que se utilizaron en esta investigación (Varseo Smile Crown y Saremco Crowntec) poseen en su matriz rellenos inorgánicos un contenido total de cargas inorgánicas del 30 % al 50 % en masa, que ayudan a mejorar las propiedades mecánicas y físicas. En el manejo de los líquidos de resina, se observa que las resinas que tienen relleno tienen una menor fluidez del material (95).

Una disminución en la fluidez del material de impresión 3D puede traer complicaciones para realizar la impresión de manera adecuada, ya que afecta la precisión de las formas y el curado de las capas durante la impresión. Se recomienda utilizar partículas menores que 1 μm ; los materiales que se utilizan en el

presente estudio poseen un tamaño de $0,7\ \mu\text{m}$, con el objetivo de reducir las fuerzas entre partículas, lo que evita la aglomeración y la viscosidad (109).

Los fabricantes de las resinas no mencionan con suficiente detalle cuáles son todos los componentes, lo que impide que se pueda analizar en profundidad las razones por las cuales resinas Saremco Crowntec y Varseo Smile Crown se comportan de forma diferente.

Las comparaciones por parejas de Tukey, con un intervalo de confianza del 95 %, demuestran una diferencia significativa mayor en la estabilidad de color para el material Varseo Smile Crown. Además, se demostró que el tiempo de fotocurado afecta significativamente el color. Esto muestra una mayor estabilidad de los materiales cuando se expone el material a dos ciclos de 180 s de poscurado.

Además, se observó que el almacenamiento en café afecta significativamente el color de las resinas comparado con el grupo control almacenado en agua destilada. Se demostró que la resina ADT posee el mayor cambio de coloración al envejecer durante 40 días en café, con un valor de ΔE 6. Esto muestra una diferencia significativa al compararse con las resinas SCT y VSS; entre estos dos últimos no existe diferencia significativa, con valores de 3,2 y 2,6 ΔE respectivamente. Por el contrario, se observó una estabilidad de color más constante con el almacenamiento en agua destilada, sin diferencia entre los grupos estudiados y con valores de ΔE inferiores a 0,6, estos son cambios imperceptibles al ojo humano. Se demostró, como se muestra en la Tabla 2, que se obtiene mejor estabilidad de color cuando no se expone a café y se aplican 2 tiempos de poscurado de 180 s.

Los rangos clínicos aceptables de percepción de color varían entre diferentes estudios (110). En esta investigación, para medir la estabilidad de color de los materiales de impresión 3D, se utilizó CIE LAB, expresado como ΔE , que proporciona una gama de aceptación visual de color (111). Según los valores descritos como aceptables clínicamente bajo la ISO/TR 28642 (64), se establece un umbral de perceptibilidad (PT) de CIELAB de $\Delta E = 1,2$ y de aceptabilidad (AT) de $\Delta E = 2,7$. Se establece que un valor de $\Delta E = 3,3$ es clínicamente inaceptable (112,113).

En este estudio, se envejecieron las muestras para la prueba de color por un periodo de 40 días. Según lo reportado en la literatura, un envejecimiento de 24 horas equivale a 1 mes (114,115). Por lo tanto, las muestras estuvieron envejecidas un periodo de aproximadamente 3 años y 3 meses, lo que ayuda a obtener un panorama sobre cómo se comportarían las resinas a largo plazo.

Al comparar los resultados con otras investigaciones, como la de Kim *et al.* en 2021, donde se estudió la estabilidad del color y la translucidez de materiales de impresión 3D para la fabricación de coronas y

puentes (DT-1, NextDent C&B MFH, NextDent C&B, DIOnavi C&B), las muestras se colocaron en agua destilada y medidas a 1 hora, 1 día, 1 semana, 1 mes y 6 meses. Los resultados del estudio demuestran que los valores de L^* , a^* , b^* mostraron diferencias estadísticamente significativas; se observaron cambios a partir de la primera semana y, después de 6 meses, fueron completamente inaceptables. Se menciona que no hay diferencia en cuanto a la translucidez de los materiales (116). En la presente investigación, no se observaron cambios significativos de los materiales al envejecerlos en agua destilada durante 40 días.

Respecto al envejecimiento en agua, existe una diferencia estadísticamente significativa entre los tiempos de poscurado de 90 s y 180 s, se muestra una mejor estabilidad de color al aumentar el tiempo de poscurado, lo que concuerda con investigaciones como la de Lee *et al.* En 2020, en su estudio sobre el efecto del tiempo de poscurado en la estabilidad de color de resinas 3D, se indica que a mayor tiempo de exposición en poscurado, mayor estabilidad de color, independientemente de la composición de las resinas (117).

Según Tieh *et al.*, en 2022, al comparar diferentes materiales para la confección de dientes protésicos, se observa que en los fresados se obtienen las mejores propiedades ópticas con los valores más bajos de ΔE . Además, se demuestra que el envejecimiento afecta significativamente la estabilidad de color de todos los materiales, incluidos dos tipos para impresión 3D, lo que es congruente con esta investigación (111).

Existen múltiples investigaciones que han comprobado que los materiales de impresión 3D poseen una estabilidad de color inferior al compararse con materiales fresados para provisionales (11,14,50,118). Por otro lado, investigaciones han demostrado que las resinas de impresión híbridas 3D tienen mejor estabilidad de color comparadas con PMMA y resina bis acrílica (45,46). En esta investigación se encontró un mejor comportamiento de los materiales con indicación de uso para definitivo comparado con el del grupo control. Para validar estos resultados, se deben realizar más investigaciones con los nuevos materiales.

Las resinas de indicación para uso definitivo, Saremco Crowntec y Varseo Smile Crown, poseen un comportamiento de estabilidad de color muy aceptable, con un rango de 2,3 a 2,7 ΔE para la resina Varseo Smile Crown y 3,3 ΔE para la resina Saremco Crowntec. Después de envejecer en café por 40 días, estas son diferencias de color por debajo o muy cercanas a lo que un ojo humano entrenado puede detectar, sin diferencia significativa entre ellas. Estos resultados demuestran que estas resinas pueden utilizarse de forma confiable durante un periodo de hasta 3 años.

La estabilidad de color de los materiales puede verse afectada por múltiples factores adicionales al envejecimiento y a la coloración por contacto con pigmentos. En estos materiales poliméricos, se puede atribuir una falta de estabilidad de color a una degradación de la matriz polimérica de monómeros sin reaccionar, que puede ser causada por el tipo de impresora, la temperatura, diferentes tratamientos de posprocesado, entre otros (108,119). Al tomar en cuenta estos factores, se hace difícil crear una relación directa con algún factor en específico. Por lo tanto, se recomienda que en investigaciones futuras las resinas se sometan a más pruebas.

Estudios previos han demostrado cómo el ambiente oral puede afectar los materiales de restauración. Esto muestra cambios negativos que impactan directamente la estética de las restauraciones. Dichos cambios físicos pueden ser producidos por múltiples factores, como absorción de agua, deshidratación del material, cantidad de relleno, procesos de pospolimerización, colocación por alimentos, degradación química, rugosidad, entre otros (120,121).

Todas las muestras del estudio recibieron tratamientos posteriores a la impresión, como indicaba el fabricante: se lavaron con alcohol etílico durante 5 min en un baño ultrasónico sin calor, se poscuraron y se pulieron con lija 600, esto para obtener las mejores propiedades físicas del material. Existen estudios previos, como el de Raszewski *et al.*, que mencionan la importancia de los métodos de preparación de la superficie para conseguir estabilidad de color. Ellos concluyeron que los materiales de impresión 3D deben ser pulidos para evitar la adhesión de colorantes a la superficie y que el uso de barniz se comporta como una solución temporal. Además, demuestran que el grupo con mayores cambios de color se presentó en las muestras colocadas en vino tinto sin ningún tratamiento extra de superficie (122).

El pulido de la superficie es necesario para crear una menor rugosidad superficial, lo que evita la adhesión de pigmentos. Además, investigaciones previas han demostrado que un buen pulido genera superficies aceptables menores que (0.2 mm). Pero, demuestran que algunos materiales pueden cambiar su coloración asociada a factores como el envejecimiento y el cepillado (123).

Otras investigaciones, como la de Almejrad *et al.*, en 2021, demuestran que el uso de un protector de barniz tiene un efecto más significativo contra el colorante del café. Además, en el uso prolongado de provisionales, recomiendan una polimerización baja y la adición de partículas de nanorelleno en su matriz (124). Otras investigaciones recomiendan la aplicación de agentes selladores o barniz para mejorar la rugosidad y la estabilidad de color de los materiales de impresión 3D para provisionales (46).

En esta investigación se colocaron las muestras a 30 grados con respecto a la plataforma. Según Espinar *et al.*, se demostró que la selección de la orientación afecta significativamente el color visual y la translucidez del material de impresión 3D. Se observaron cambios de coloración en las orientaciones de 0 y 90 grados (61).

Para las resinas Saremco Crowntec y Varseo Smile Crown se utilizaron resinas en color A2. Además de obtener los valores de color de L^* a^* b^* , se registró el color según la guía de color Vita Classic. Como un hallazgo importante, se observó que los colores registrados por el Easy Shade no eran compatibles con los establecidos por el fabricante. Se encontró que, en la mayoría de las muestras del estudio, el color obtenido de acuerdo con la guía Vita Classic fue A3. Este hallazgo es relevante para tener en cuenta en la práctica clínica, con la elección de color. Se aconseja conocer bien los materiales y tonalidades para poder ofrecer un tratamiento confiable al paciente, principalmente cuando se trata de una zona estética.

Una de las limitaciones del presente estudio es que el espectrofotómetro (VITA Easy-Shade) no se encuentra calibrado para la toma de color de materiales poliméricos; su indicación es para uso en cerámicas o dientes naturales. Además, las muestras de color solo fueron envejecidas por un periodo de 40 días, lo que resulta corto para comprobar la estabilidad de color en resinas de uso permanente.

La resina Saremco Crowntec, según la investigación, es el material que posee los mejores resultados de resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y estabilidad de color. Por lo tanto, su uso puede ser más seguro en comparación con las otras resinas que se estudian. Todos los materiales estudiados en esta investigación poseen propiedades mecánicas y físicas óptimas para utilizarse como material provisional de largo plazo; se deben realizar más investigaciones para avalar su uso como material definitivo.

Conclusiones

Con base en los resultados del presente estudio *in vitro*, se logra concluir:

1. Un tiempo de poscurado de 180 segundos produce mejor resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y estabilidad de color en las resinas de impresión 3D que se estudian.
3. La resina de impresión 3D de uso provisional Asiga Dental Tooth posee un comportamiento mecánico muy similar al de las resinas de indicación definitiva. Pero, presenta un mal comportamiento en la estabilidad de color.

4. Las resinas de impresión 3D con indicación de uso definitivo Saremco Crowntec y Varseo Smile Crown poseen una buena estabilidad de color al estar en contacto con café durante 40 días, tanto para un poscurado de 90 s como de 180 s.

CAPÍTULO VI: REFERENCIAS

1. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28(2):146–58. Disponible en: <https://10.1111/jopr.12801>
2. Watanabe H, Fellows C, An H. Digital Technologies for Restorative Dentistry. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2022;66(4):567–90. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2022.05.006>
3. Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang HL, *et al*. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2021;25(12):6517–31.
4. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, *et al*. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2020;64(2):109–13. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.010>
5. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares K. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater*. 2021;37(2):336–50. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.030>

6. Valenti C, Isabella Federici M, Masciotti F, Marinucci L, Xhimitiku I, Cianetti S, *et al.* Mechanical properties of 3D-printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2022;1–11. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.06.008>
7. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(2):182–92. Disponible en: <https://doi.org/10.1111/jerd.12535>
8. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KJWS. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater*. 2022. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.030>
9. Soto J, Castro EF De, Romano BDC, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dent Mater* [Internet]. 2022;38(8):1271–82. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.023>
10. Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, *et al.* Effect of post-curing light exposure time on the physico–mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dent Mater* [Internet]. 2022;38(1):57–67. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.10.011>
11. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS *et al.* Evaluation of the color stability of 3D-printed crown and bridge materials against various sources of discoloration: An in vitro study. *Materials* (Basel). 2020;13(23):1–13. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/ma13235359>
12. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9). Disponible en: <https://doi.org/10.3390/jcm10092010>
13. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):701–10. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7>
14. Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG *et al.* Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers* (Basel). 2022;14(13). Disponible en: <https://doi.org/10.3390/polym14132691>

15. Alkhateeb RI, Algaoud HS, Aldamanhori RB, Alshubaili RR, Alalawi H, Gad MM. Fracture load of 3D-printed interim three-unit fixed dental prostheses: impact of printing orientation and post-curing time. *Polymers (Basel)*. 2023;15(7). Disponible en: <https://doi.org/10.3390/polym15071737>
16. Lee E, Ahn J, Lim Y, Kwon H, Kim M, Cam CAD. Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;126(November, 2021):1–8. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2023.07.008>
17. Marchesi G, Piloni AC, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R. Chairside CAD/CAM materials: Current trends of clinical uses. *Biology (Basel)*. 2021;10(11).
18. Srivastava G, Padhiary SK, Mohanty N, Molinero-Mourelle P, Chebib N. Accuracy of Intraoral Scanner for Recording Completely Edentulous Arches—A Systematic Review. *Dent J*. 2023;11(10):1–12. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/dj11100241>
19. Schepke U, Meijer HJA, Kerdijk W, Cune MS. Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2015;114(3):403-406.e1. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.003>
20. de Oliveira NRC, Pigozzo MN, Sesma N, Laganá DC. Clinical efficiency and patient preference of digital and conventional workflow for single implant crowns using immediate and regular digital impression: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(8):669–86. Disponible en: <https://doi.org/10.1111/clr.13604>
21. Lee SJ, Kim SW, Lee JJ, Cheong CW. Comparison of intraoral and extraoral digital scanners: Evaluation of surface topography and precision. *Dent J*. 2020;8(2).
22. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res [Internet]*. 2016;60(2):72–84. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
23. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559–70. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
24. Mühlemann S, Hjerpe J, Hämmerle CHF, Thoma DS. Production time, effectiveness and costs of additive and subtractive computer-aided manufacturing (CAM) of implant prostheses: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32(S21):289–302.

25. Kim CM, Kim SR, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(5):624–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.014>
26. Pilecco RO, Machry RV, Baldi A, Tribst JPM, Sarkis-Onofre R, Valandro LF *et al.* Influence of CAD-CAM milling strategies on the outcome of indirect restorations: A scoping review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2024;1–10. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.02.021>
27. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Influence of different CAM strategies on the fit of partial crown restorations: A digital three-dimensional evaluation. *Oper Dent*. 2018;43(5):530–8.
28. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020;124(6):730–7. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.018>
29. Kyobula M, Adedeji A, Alexander MR, Saleh E, Wildman R, Ashcroft I, *et al.* 3D inkjet printing of tablets exploiting bespoke complex geometries for controlled and tuneable drug release. *J Control Release* [Internet]. 2017;261(March):207–15. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2017.06.025>
30. Deckers J, Vleugels J, Kruth JP. Additive manufacturing of ceramics: A review. *J Ceram Sci Technol*. 2014;5(4):245–60.
31. 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* [Internet]. 2018;34(2):192–200. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>
32. Corbani K, Hardan L, Skienhe H, Alharbi N, Salameh Z. Effect of material thickness on the fracture resistance and failure pattern of 3D-printed composite crowns. *J Prosthet Dent*. 2020;23(3):225–33.
33. Chaudhary R, Fabbri P, Leoni E, Mazzanti F, Akbari R, Antonini C. Additive manufacturing by digital light processing: a review. *Prog Addit Manuf* [Internet]. 2023;8(2):331–51. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00336-0>
34. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open*. 2022;8(1):1–9.
35. No Title [Internet]. I. 5725-1. Accuracy (trueness and precision) of measuring methods and results. Part-I: General principles and definitions. 1994. Disponible en: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5725:-1:ed-1:v1>

36. Németh A, Vitai V, Czumbel ML, Szabó B, Varga G, Kerémi B, *et al.* Clear guidance to select the most accurate technologies for 3D printing dental models – A network meta-analysis. *J Dent.* 2023;134:1-10.
37. Clarissa WHY, Chia CH, Zakaria S, Evyan YCY. Recent advancement in 3-D printing: nanocomposites with added functionality. *Prog Addit Manuf* [Internet]. 2022;7(2):325–50. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s40964-021-00232-z>
38. Komissarenko DA, Sokolov PS, Evstigneeva AD, Shmeleva IA, Dosovitsky AE. Rheological and curing behavior of acrylate-based suspensions for the DLP 3D printing of complex zirconia parts. *Materials (Basel).* 2018;11(12):1-12. Available from: <https://doi.org/10.3390/ma11122400>
39. Anusavice KJ. *Ciencia de los materiales dentales.* Elsevier; 2004.
40. Barcelo Santana FH. *Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados.* Capítulo 3. Resinas acrílicas. 2008. p. 222–32.
41. Todorov R, Yordanov B, Peev T, Zlatev S. Shade guides used in the dental practice. *J IMAB - Annu Proceeding (Scientific Pap).* 2020;26(2):3168–73.
42. Pustina-Krasniqi T, Shala K, Staka G, Bicaj T, Ahmedi E, Dula L. Lightness, chroma, and hue distributions in natural teeth measured by a spectrophotometer. *Eur J Dent.* 2017;11(1):36–40.
43. Revilla-León M, Umorin M, Özcan M, Piedra-Cascón W. Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020;123(5):754–60. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.06.001>
44. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001;26(5):340–50.
45. Song SY, Shin YH, Lee JY, Shin SW. Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(5):259–64.
46. Taşın S, Ismatullaev A, Usumez A. Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials. *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):1094–101.
47. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361–8.
48. Bachmann LM, Miller WG. Spectrophotometry [Internet]. In: *Contemporary Practice in Clinical Chemistry.* INC; 2020. p. 119–133. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-815499-1.00007-7>

49. Yao Q, Morton D, Eckert GJ, Lin WS. The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;126(2):248–53. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.05.017>
50. Atria PJ, Lagos I, Sampaio CS. In vitro evaluation of surface roughness, color stability, and color masking of provisional restoration materials for veneers and crowns. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2020;23(4):343–50. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33491930>
51. 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* [Internet]. 2022;127(5):784.e1-784.e7. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.024>
52. Espinar C, Bona A Della, Pérez MM, Tejada-Casado M, Pulgar R. The influence of printing angle on color and translucency of 3D printed resins for dental restorations. *Dent Mater* [Internet]. 2023;39(4):410–7. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.03.011>
53. Espinar C, Pérez MM, Pulgar R, Leon-Cecilla A, López-López MT, Della Bona A. Influence of printing orientation on mechanical properties of aged 3D-printed restorative resins. *Dent Mater*. 2024;40(4):756–63.
54. Dathan P C, Nair K C, Kumar A S, L A R. Flexural strength is a critical property of dental materials-an overview. *Acta Sci Dent Sciens*. 2023;7(7):99–103.
55. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, *et al*. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*. 1998;77(3):472–80.
56. Park SM, Park JM, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials (Basel)*. 2020;13(18):1–14.
57. Mârțu I, Murariu A, Baciuc ER, Savin CN, Foia I, Tatarciuc M, *et al*. An interdisciplinary study regarding the characteristics of dental resins used for temporary bridges. *Med*. 2022;58(6).
58. Derban P, Negrea R, Rominu M, Marsavina L. Influence of the Printing Angle and Load Direction on Flexure Strength in 3D Printed Materials for Provisional Dental Restorations. 2021.
59. Developments R, Dental IN. MSc, PhD.
60. Vallittu PK. Interpenetrating polymer networks (IPNs) in dental polymers and composites. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23(7–8):961–72.
61. Espinar C, Della Bona A, Tejada-Casado M, Pulgar R, Pérez MM. Optical behavior of 3D-printed dental restorative resins: Influence of thickness and printing angle. *Dent Mater*. 2023;39(10):894–902.
62. Farkas AZ, Galatanu SV, Nagib R. The influence of printing layer thickness and orientation on the mechanical properties of DLP 3D-printed dental resin. *Polymers (Basel)*. 2023;15(5).

63. Shim JS, Kim J, Jeong H, Choi J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2022;124(4):468–75. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.034>
64. Srinivasan M, Kalberer N, Kamnoedboon P, Mekki M, Durual S, Özcan M, *et al.* CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *J Dent*. 2021;114:103848.
65. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(6):760–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
66. Mayer J, Stawarczyk B, Vogt K, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clin Oral Investig*. 2021;25(10):5987–96.
67. Jin G, Gu H, Jang M, Bayarsaikhan E, Lim JH, Shim JS *et al.* Influence of postwashing process on the elution of residual monomers, degree of conversion, and mechanical properties of a 3D printed crown and bridge materials. *Dent Mater* [Internet]. 2022;38(11):1812–25. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.09.017>
68. 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 (Basel)*. 2021;13(24):1-12. Available from: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/24/4265>
69. Mostafavi D, Methani MM, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Influence of the Rinsing Postprocessing Procedures on the Manufacturing Accuracy of Vat-Polymerized Dental Model Material. *J Prosthodont*. 2021;30(7):610–6.
70. 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* [Internet]. 2022;126:104993. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104993>
71. Bayarsaikhan E, Gu H, Hwangbo NK, Lim JH, Shim JS, Lee KW *et al.* Influence of different postcuring parameters on mechanical properties and biocompatibility of 3D printed crown and bridge resin for temporary restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2022;128:105127. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105127>
72. Cao J, Liu X, Cameron A, Aarts J, Choi JJE. Influence of different post-processing methods on the dimensional accuracy of 3D-printed photopolymers for dental crown applications - A systematic

- review. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2024;150(October, 2023):106314. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106314>
73. Zulker. No Title [Internet]. 2024. Disponible en: <https://kulzer.mx/es-mx/es-mx/productos/hilite-power-3d.html>
 74. Bacchi A, Cesar PF. Advances in ceramics for dental applications. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2022;66(4):591–602. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2022.05.007>
 75. Montenegro SP, Ramidan JC, Michelon MMM, Breves RC, Fonseca GV de S, Teixeira MKS *et al*. Development of clinical criteria for the evaluation of indirect restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(8):1301–14.
 76. Giordano R. Ceramics overview. *Br Dent J*. 2022;232(9):658–63.
 77. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Benalcázar Jalkh E, *et al*. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *J Esthet Restor Dent*. 2022;34(5):804–15.
 78. Revilla-León M, Al-Haj Husain N, Ceballos L, Özcan M. Flexural strength and Weibull characteristics of stereolithography additive manufactured versus milled zirconia. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(4):685–90. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.019>
 79. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Stain susceptibility of 3D-printed nanohybrid composite restorative material and the efficacy of different stain removal techniques: An in vitro study. *Materials (Basel)*. 2021;14(19).
 80. 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* [Internet]. 2022;38(8):1271–82. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.023>
 81. 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 (Basel)*. 2022;15(19).
 82. Materials B, Kim D, Shim J, Lee D, Shin S, Nam N. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed materials. 2020.
 83. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(1):54–64. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>

84. Berghaus E, Klocke T, Maletz R, Petersen S. Degree of conversion and residual monomer elution of 3D-printed, milled and self-cured resin-based composite materials for temporary dental crowns and bridges. *J Mater Sci Mater Med*. 2023;34(5):1–13
85. 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 [Internet]*. 2021;115(May, 2020):104254. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104254>
86. Kang M, Lim J, Lee C, Kim J. Effects of Post-Curing Light Intensity on the Mechanical Properties and Three-Dimensional Printing Accuracy of Interim. 2022.
87. Materials B, Kim D, Shim J, Lee D, Shin S, Nam N. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed materials.
88. 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 [Internet]*. 2024;19(1):357–63. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2023.07.008>
89. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2020;123(2):349–54. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.002>
90. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):474–97.
91. Ellakany P, Fouda SM, Mahrous AA, AlGhamdi MA, Aly NM. Influence of CAD/CAM milling and 3D-printing fabrication methods on the mechanical properties of 3-unit interim fixed dental prosthesis after thermo-mechanical aging process. *Polymers (Basel)*. 2022;14(19):1-12. Available from: <https://doi.org/10.3390/p14193345>
92. Liebermann A, Schultheis A, Faber F, Rammelsberg P, Rues S, Schwindling FS. Impact of post printing cleaning methods on geometry, transmission, roughness parameters, and flexural strength of 3D-printed zirconia. *Dent Mater [Internet]*. 2023;39(7):625–33. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.05.005>
93. 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(6).

94. Pantea M, Ciocoiu RC, Greabu M, Totan AR, Imre M, Tâncu AMC, *et al.* Compressive and flexural strength of 3D-printed and conventional resins designated for interim fixed dental prostheses: an in vitro comparison. *Materials (Basel)*. 2022;15(9).
95. Vyas A, Garg V, Ghosh SB, Bandyopadhyay-Ghosh S. Photopolymerizable resin-based 3D printed biomedical composites: Factors affecting resin viscosity. *Mater Today Proc* [Internet]. 2022;62(xxx):1435–9. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.01.172>
96. Taşın S, Ismatullaev A. Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):173.e1-173.e8.
97. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(2):1–20.
98. Temizci T, Bozoğulları HN. Effect of thermocycling on the mechanical properties of permanent composite-based CAD-CAM restorative materials produced by additive and subtractive manufacturing techniques. *BMC Oral Health* [Internet]. 2024;24(1):1–9. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04016-z>
99. Scotti CK, Velo MM de AC, Rizzante FAP, Nascimento TR de L, Mondelli RFL, Bombonatti JFS. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020;124(5):614.e1-614.e5. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.029>
100. Britto VT, Cantelli V, Collares FM, Bertol CD, Della Bona Á. Biomechanical properties of a 3D printing polymer for provisional restorations and artificial teeth. *Dent Mater* [Internet]. 2022;38(12):1956–62. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.11.004>
101. Dehurtevent M, Robberecht L, Thuault A, Deveaux E, Leriche A, Petit F *et al.* Effect of build orientation on the manufacturing process and the properties of stereolithographic dental ceramics for crown frameworks. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(3):453–61. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.024>
102. Li R, Wang Y, Hu M, Wang Y, Xv Y, Liu Y *et al.* Strength and adaptation of stereolithography-fabricated zirconia dental crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2019;32(5):439–43.
103. Reepomaha T, Angwaravong O, Angwarawong T. Comparison of fracture strength after thermomechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(4):218–24.

104. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):701–10.
105. Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2022;127(2):267–74. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.11.017>
106. Henderson JY, Koriath TVP, Tantbirojn D, Versluis A. Failure load of milled, 3D-printed, and conventional chairside-dispensed interim 3-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2022;127(2):275.e1–275.e7. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.005>
107. Abad-Coronel C, Carrera E, Córdova NM, Fajardo JI, Aliaga P. Comparative analysis of fracture resistance between CAD/CAM materials for interim fixed prosthesis. *Materials* (Basel). 2021;14(24):1–10.
108. Korkmaz YN, Simsek H, Abay F. Comparison of the Flexural Strength of Three Different Aged and Nonaged 3D-Printed Permanent Crown Resins. 2024;37:203–7.
109. Zhang Y, Li S, Zhao Y, Duan W, Liu B, Wang T, *et al*. Digital light processing 3D printing of AlSi10Mg powder modified by surface coating. *Addit Manuf* [Internet]. 2021;39(February):101897. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.101897>
110. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *J Dent*. 2014;42(6):637–44.
111. Tieh MT, Waddell JN, Choi JJE. Optical Properties and Color Stability of Denture Teeth — A Systematic Review. *J Prosthodont*. 2022;31(5):385–98.
112. Ragain JC, Johnston WM. Color Acceptance of Direct Human Observers. *Color Res Appl*. 2000;25(4):278–85.
113. Munsell AH. A color notation. G. H. Elli; 1905. Boston, MA, USA.
114. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(2):118–24.
115. Ertaş E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J*. 2006;25(2):371–6.
116. Kim JE, Choi WH, Lee D, Shin Y, Park SH, Roh BD, *et al*. Color and translucency stability of three-dimensional printable dental materials for crown and bridge restorations. *Materials* (Basel). 2021;14(3):1–15.

117. 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* [Internet]. 2022;126(November, 2021):104993. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104993>
118. Gruber S, Kamnoedboon P, Özcan M, Srinivasan M. CAD/CAM complete denture resins: an in vitro evaluation of color stability. *J Prosthodont*. 2021;30(5):430–9.
119. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *J Prosthodont*. 2021;30(4):318–28.
120. Porojan L, Toma FR, Vasiliu RD, Topală-Ionel F, Porojan SD, Matichescu A. Optical properties and color stability of dental peek related to artificial ageing and staining. *Polymers (Basel)*. 2021;13(23):1–12.
121. Paravina RD, Chairman TC, Gonzalez MD, Belles DM, Frey GN. Staining and aging dependent changes on color and translucency of 3D-printed resin-modified ceramics.
122. Raszewski Z, Chojnacka K, Mikulewicz M. Effects of surface preparation methods on the color stability of 3D-printed dental restorations. *J Funct Biomater*. 2023;14(5).
123. Çakmak G, Molinero-Mourelle P, De Paula MS, Akay C, Cuellar AR, Donmez MB, *et al*. Surface roughness and color stability of 3D-printed denture base materials after simulated brushing and thermocycling. *Materials (Basel)*. 2022;15(18).
124. Almejrad L, Yang CC, Morton D, Lin WS. The effects of beverages and surface treatments on the color stability of 3D-printed interim restorations. *J Prosthodont*. 2022;31(2):165–70.