



“INFLUENCIA DE LAS TECNOLOGÍAS DE IMPRESIÓN Y MÉTODOS DE
POSTCURADO EN LAS PROPIEDADES MECÁNICAS Y FÍSICOQUÍMICAS EN
RESINAS DE IMPRESIÓN 3D PARA RESTAURACIONES DEFINITIVAS.”

Trabajo de investigación
para optar al título de
Especialista en Implantología
bucal máxilo facial

Residentes: Camilo Madariaga
Vicente Mege
Pedro Pablo Varas
Alex Schmuck

Docente Guía: Dr. Anibal Navarro
Co-tutores: Dra. Issis Luque
Dr. Miguel Muñoz

Valparaíso - Chile
2025

ÍNDICE

1. Introducción
2. Marco teórico
 1. Impresión 3D en odontología
 2. Estado actual de la impresión 3D en odontología
 3. Aplicaciones de la impresión 3D en odontología
 4. Tecnologías de impresión 3D utilizadas en odontología
 5. Materiales utilizados en la impresión 3D en odontología
 6. Resinas fotopolimerizables
 1. Características
 2. Propiedades
 7. Proceso de postcurado asociado a la impresión 3D en odontología
 1. Concepto e importancia del proceso de postcurado.
 2. Métodos de postcurado disponibles.
 3. Influencia del proceso de postcurado en las propiedades fisicoquímicas y mecánicas.
 - a. Sorción y solubilidad
 - b. Conversión polimérica
 - c. Resistencia a la flexión
3. Hipótesis
4. Objetivos
5. Materiales y métodos
6. Resultados
7. Discusión
8. Conclusiones
9. Referencias bibliográficas

1. INTRODUCCIÓN

Las tecnologías de Diseño Asistido por Computadora (CAD) y Fabricación Asistida por Computadora (CAM) han revolucionado la obtención de estructuras precisas en odontología, reduciendo significativamente los tiempos de fabricación en comparación con las técnicas convencionales.(1) Para las restauraciones definitivas, el método sustractivo (SM) es el más prevalente; este proceso implica el fresado de un bloque o disco para producir restauraciones cerámicas o de resinas compuestas.(1) Adicionalmente, la tecnología de Método Aditivo (AM) ha ganado terreno en la ingeniería biomédica desde finales de los años 1980, facilitando la fabricación de productos biomédicos personalizados y complejos, lo que ha promovido su rápida adopción en diversas áreas de la salud, incluida la odontología. (2)

Parte de los materiales habituales en el método aditivo de impresión 3D, son los poliméricos en base a resina, que corresponden a monómeros, oligómeros y aditivos, como foto-iniciadores. Estos últimos, activados por una fuente de luz adecuada, liberan radicales libres o iones reactivos que catalizan la reacción con los monómeros y oligómeros, promoviendo la formación de cadenas poliméricas largas. (3, 4)

En la actualidad, la impresión 3D ha avanzado en precisión y calidad superficial. Esto, acompañado del desarrollo de nuevos materiales imprimibles, ha abierto la posibilidad de obtener restauraciones definitivas. Diversos tipos de rellenos, añadidos en concentraciones adecuadas, han mejorado las propiedades de las resinas empleadas en la impresión 3D.(4) Las restauraciones impresas se construyen de forma aditiva, capa por capa, utilizando impresoras 3D que suelen emplear tecnología de Procesamiento de Luz Digital (DLP, por sus siglas en inglés. También ha surgido la tecnología Liquid Crystal Display (LCD, por sus siglas en inglés), que emplea una pantalla de cristal líquido para generar una máscara que bloquea la luz de un LED, permitiendo que solo una pequeña porción de luz ultravioleta penetre. (1, 6, 7)

La rápida evolución de la impresión 3D ha posibilitado la fabricación de materiales de restauración definitivos con propiedades comparables a los materiales convencionales. (5, 8, 9) Aunque el tiempo de producción de una restauración impresa es ligeramente mayor que el de una obtenida mediante el método sustractivo, el costo de producción es considerablemente inferior.(6)

Durante el proceso de impresión, el tiempo de polimerización es breve y solo afecta la superficie exterior del material. Por consiguiente, el postcurado extiende este proceso y fomenta la conversión del polímero monómero, logrando una polimerización más completa y mejorando las propiedades físico-mecánicas del material.(4) Se ha observado que diversos factores durante el postcurado, como el tipo e intensidad de la luz, la duración y la temperatura, influyen en las propiedades de los fotopolímeros fabricados aditivamente. Además, se pueden utilizar ambientes inertes, como el nitrógeno gaseoso o la glicerina líquida, para evitar la formación de una capa de inhibición de oxígeno durante el postcurado.(4) Estos factores en conjunto pueden incidir en la cinética de los monómeros y radicales, resultando en distintos grados de conversión polimérica.(10)

Actualmente, existe una escasez de literatura sobre el efecto del postcurado junto a las diferentes tecnologías de impresión en resinas de impresión 3D destinadas a usos definitivos,. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es evaluar la influencia de distintos métodos de postcurado y tecnologías de impresión en las características mecánicas y fisicoquímicas de resinas de impresión 3D para restauraciones definitivas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Impresión 3D en Odontología

En el área médica y específicamente en odontología se han sumado nuevas herramientas y avances tecnológicos que han surgido y se han desarrollado en un principio para otras áreas de la ciencia, pero que hoy en día son aplicadas y mejoradas para ser utilizadas en un flujo de trabajo odontológico que ha pasado de ser totalmente analógico a ser mixto o totalmente digital. (11)

Dentro del flujo digital en odontología que tiene por objetivo mejorar precisión, exactitud, adaptabilidad, tiempos y recurso humano, tenemos tres etapas esenciales para lograr el objetivo final; una etapa inicial de adquisición de la información, la etapa de procesamiento y diseño asistido por computador (CAD) y la etapa final que es la manufactura o fabricación asistida por computador (CAM).(12)

Para llevar a cabo la fabricación (CAM) se puede realizar a través de dos métodos diferentes de fabricación.

Método sustractivo: la odontología tiene una larga asociación con este método de manufactura, al cual de forma cotidiana se le conoce como “fresado” que se define como; la eliminación de material para formar un objeto tridimensional utilizando tornos, sierras y fresadoras. Método que tiene el mayor avance y desarrollo en la actualidad para ofrecer gran diversidad de materiales de restauración que son utilizados en rehabilitación con alto nivel de ajuste y precisión. Como lo es el fresado de prótesis fijas singulares, cofias y estructuras de prótesis fijas plurales. Sin embargo, últimamente aparece con fuerza el método de manufactura por adición o método aditivo que viene de la mano de la aparición de impresoras que logran fabricar un objeto mediante la adición de múltiples capas para lograr formar un objeto tridimensional. (13)

2.2. Estado actual de la impresión 3D en Odontología

Método Aditivo: de acuerdo con la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (ASTM, por sus siglas en Inglés) se define como: “el proceso de unir materiales para crear objetos en 3D”.

La fabricación aditiva tiene sus inicios en la década de 1980 con el objetivo de crear prototipos como también patrones de fundido y que hoy en día producto de su evolución hasta incluso la fabricación de objetos que son utilizados como producto definitivo final.(14)

La Impresión 3D como tal se caracteriza por la exactitud en la fabricación de estructuras complejas en una diversidad de materiales con propiedades que son muy deseable en odontología y cirugía.(15)

A diferencia de las talladoras, las impresoras que usan este método aditivo reducen los desechos del material y consumen menos energía, reducen mucho los pasos para obtener el resultado final, son menos operador dependiente y se reduce la posibilidad de error. Aunque la calidad del objeto impreso depende de las características de la impresora 3D. Ciertos factores como la resolución, precisión y veracidad definen la capacidad de una impresora 3D. (16)

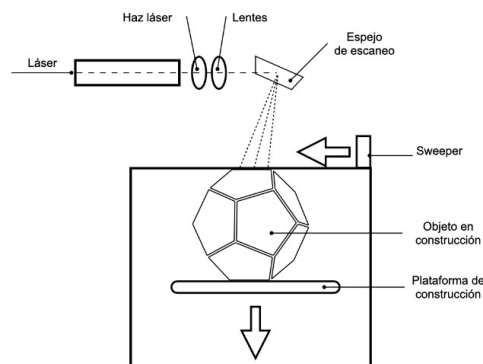
2.3. Aplicaciones de la Impresión 3D en Odontología

En Odontología, la Impresión 3D se utiliza actualmente en todas las áreas, utilizando varios materiales para obtener soluciones personalizadas. Mediante la utilización de impresoras se pueden obtener bio-modelos utilizados en Cirugía Maxilofacial para planificación quirúrgica, guías de corte y fresado para implantología, modelos funcionales para confección de prótesis, prótesis removibles, patrones impresos para prótesis fijas, coronas y restauraciones provisionales, planos oclusales, modelos y alineadores para ortodoncia e incluso se ha probado mediante este método la impresión de implantes dentales de peek o titanio.(17)

Dentro de los materiales de impresión que se utilizan para la obtención de las distintas soluciones se encuentran los metales (cofias y estructuras), resinas calcinables, zirconio, resinas para prótesis dentales removibles, resinas para restauraciones provisionales y últimamente la aparición de resinas para restauraciones y rehabilitaciones definitivas.(18-20)

2.4. Tecnologías de impresión 3D utilizadas en odontología

SLA: esta tecnología se basa en la polimerización de la resina en estado líquido mediante un láser de luz UV dirigido y focalizado mediante espejos que van construyendo de forma transversal cada capa punto por punto hasta formar el objeto tridimensional.(21, 22)



A. Estereolitografía (tecnología de manufactura aditiva)

Figura 1: Ilustración de la tecnología de fabricación aditiva por SLA, adaptado de la referencia.(22)

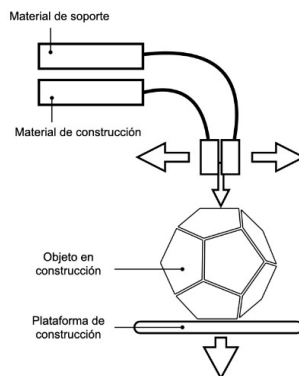
DLP: La tecnología DLP consiste en un proyector de luz digital que es la fuente de luz que proyecta una imagen de una capa a la vez para fotopolimerizar la resina y esto hace que el procedimiento sea mucho más rápido ya que todos los puntos de una capa se fotopolimerizan al mismo tiempo.

Las impresoras que usan esta tecnología se caracterizan por tener una pantalla LED compuesta por un Dispositivo Micro Espejo Digital (DMD, por sus siglas en

inglés). Estos pequeños micro espejos tienen la capacidad de concentrar la luz y formar una capa de la estructura final en el fondo del tanque de resina. (21, 23)

LCD: Este tipo de impresoras utilizan una pantalla de cristal líquido como fuente de luz, que está compuesta por paneles LCD que permiten que la luz brille en paralelo y pase al área de construcción. En esta tecnología de impresión 3D, no hay necesidad para expandir la luz a través de lentes u otros dispositivos.(23)

Fused Deposition Modelling (FDM, por sus siglas en inglés): Método de impresión basado en la extrusión de un material termoplástico. El material se aspira a través de una boquilla, donde se funde y posteriormente es depositado capa por capa. La boquilla puede moverse horizontalmente y una plataforma se mueve hacia arriba y hacia abajo verticalmente después cada nueva capa se deposita.(21)



B. Material jetting (tecnología de manufactura aditiva)

Figura 2: Esquema de método de impresión basado en la extrusión de un material termoplástico adaptado de la referencia.(24)

Inyección de material (MJ, adaptado de sus siglas en inglés): la tecnología de inyección de material es aquella donde se inyecta selectivamente una resina líquida y polimerizan con luz UV y dado que se pueden utilizar múltiples boquillas de impresión, el material de soporte se deposita conjuntamente.(25)

2.5. Materiales utilizados en la impresión 3D en odontología

Para la impresión 3D en odontología se ha reportado el uso de diversos tipos de materiales, entre los cuales destacan las resinas compuestas principalmente, cerámicas y materiales metálicos.

En esta sección abordaremos información relevante a las resinas compuestas para impresión 3D, las cuales son objeto importante dentro de las investigaciones actuales relacionadas al tema.

2.6. Resinas fotopolimerizables

2.6.1. Características

El avance de la impresión 3D ha ampliado significativamente las aplicaciones de los materiales resinosos en el ámbito dental. En el campo de las aplicaciones protésicas con impresión 3D, existe una gran variedad de polímeros disponibles que se utilizan para distintas finalidades. Estos polímeros se aplican en la creación de modelos impresos, que van desde modelos diagnósticos hasta modelos definitivos para prótesis soportadas por dientes o implantes. Además, son fundamentales en la fabricación de dentaduras completas, patrones imprimibles para restauraciones fundidas o prensadas, y en la producción de cubetas de impresión personalizadas. (21)

Cuando se realizan restauraciones dentales, es crucial tener en cuenta las limitaciones y aprobaciones de los polímeros de fabricación aditiva (AM) disponibles para uso intraoral. Los materiales resinosos convencionales se pueden clasificar en dos grandes grupos según su composición química: aquellos basados en monometacrilatos o resinas acrílicas, y aquellos basados en dimetacrilatos o resinas bis-acrílicas/compuestas. Ejemplos representativos de los dimetacrilatos son el dimetacrilato de bisfenol A-glicidilo (Bis-GMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA), que se polimerizan mediante luz.(22)

Estas resinas, compuestas principalmente de polímeros acrílicos y metacrilatos, pueden estar reforzadas con cerámicas u otros materiales para mejorar sus propiedades mecánicas y estéticas. Además, algunos aditivos pueden ser incorporados para conferir propiedades antibacterianas o mejorar la adhesión a los tejidos dentales.(22, 26)

2.6.2. Propiedades

Las resinas utilizadas en odontología deben ser biocompatibles, es decir, no deben causar reacciones adversas en los tejidos vivos. Generalmente, estas resinas están compuestas de monómeros acrílicos y metacrilatos que se polimerizan para formar una matriz sólida. Se busca evitar la liberación de componentes tóxicos que puedan irritar los tejidos circundantes.(26) Además, deben tener propiedades mecánicas adecuadas para soportar las fuerzas masticatorias. Esto incluye una adecuada resistencia a la compresión, flexión y abrasión. Se pueden añadir rellenos como partículas cerámicas o de vidrio para mejorar la resistencia y la durabilidad de la resina. (27)

La precisión y estabilidad dimensional son críticas para garantizar un ajuste adecuado de las prótesis dentales. Las resinas deben tener una contracción mínima durante la polimerización y mantener su forma original a lo largo del tiempo.(21) También es fundamental que las resinas dentales sean estéticamente agradables y se mimeticen con los dientes naturales del paciente. Se pueden ajustar el color y la translucidez de la resina para lograr un resultado estético óptimo. (28) Dado que los componentes dentales están expuestos a condiciones de desgaste constantes, las resinas deben ser resistentes al desgaste para garantizar una larga vida útil. Los rellenos cerámicos o de vidrio pueden mejorar la resistencia al desgaste de la resina.(28)

Finalmente, las resinas deben ser fáciles de manipular y procesar durante la impresión 3D. Deben tener una adecuada fluidez para llenar correctamente los detalles de los modelos dentales y polimerizar rápidamente bajo la exposición a la luz UV. (21)

2.7. Proceso de postcurado asociado a la impresión 3D en odontología

El proceso de postcurado es un paso necesario para los productos impresos en 3D, y tiene un impacto significativo en los resultados finales. Estudios han indicado que una serie de propiedades, como las físicas, la precisión y la seguridad biológica de los materiales dentales restaurativos, pueden verse afectadas tanto por el tiempo como por la temperatura de postcurado. (29)

2.7.1. Concepto e importancia del proceso de postcurado

Es fundamental contar con una estrategia de postcurado adecuada para restauraciones fabricadas mediante fabricación aditiva, ya que esto garantiza la obtención de propiedades mecánicas óptimas. (30)

Las resinas de impresión 3D tienen grados de conversión que varían entre el 43% y el 75%. El Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)fosfina.) (TPO), un fotoiniciador común en la impresión 3D, es sensible a longitudes de onda de luz entre 350 y 430 nm. Los dispositivos de postcurado que operan en este rango son más efectivos para mejorar las propiedades físicas. Esto resalta la necesidad de optimizar los parámetros de postcurado, y así mejorar las propiedades mecánicas y la durabilidad de las restauraciones dentales impresas en 3D. (29)

2.7.2. Métodos de postcurado disponibles

Las unidades de postcurado difieren en sus fuentes de luz, longitudes de onda e intensidades, y algunas también incluyen elementos de calentamiento.

Las fuentes de luz más utilizadas son ultravioletas (UV), luz emitida por diodo (LED, por sus siglas en inglés) y luz flash. Aun así, se ha reportado el uso de otro tipo de tecnologías para los procesos de postcurado, como hornos cosméticos o microondas.

Modelo	Tecnología	Fabricante
LC-3DPrint Box	Luz Ultravioleta	NextDent (Soesterberg, Holanda)
Otoflash G171	Luz Flash, atmósfera de nitrógeno	NK Optic (Baierbrunn, Alemania)
Labolight DUO	Luz emitida por Diodo (LED)	GC Europe (Leuven, Bélgica)
PCU LED	Luz emitida por Diodo (LED) - Vacío	Dreve (Unna, Alemania)

Tabla 1. Adaptada de Marcel Reymus, Nina Lümke, Bogna Stawarczyk (31), donde se presentan diferentes modelos de unidades de postcurado presentes en el mercado, con su respectiva tecnología.

Cabe señalar que algunas unidades de postcurado pueden emplear medios inertes, como gas nitrógeno, glicerina o vacío, durante el proceso para prevenir la formación de la capa de inhibición de oxígeno. Esta capa se genera cuando las moléculas de oxígeno interactúan con los radicales libres durante la polimerización, lo que reduce la penetración de la luz más allá de la superficie superficial. Se ha observado que el uso de curado UV con gas nitrógeno, como en el caso de Otoflash G171, mejora el grado de conversión para restauraciones temporales. Además, se ha encontrado que la presencia de glicerina puede mejorar las propiedades mecánicas en las resinas de impresión 3D. (4)

2.7.3. Influencia del proceso de postcurado en las propiedades físicoquímicas y mecánicas

Se ha observado que la duración y la temperatura del postcurado tienen un impacto en la resistencia a la flexión, la dureza Vickers y la biocompatibilidad de la resina fotopolimerizable. (4)

2.7.3.a. Conversión polimérica

El Grado de Conversión (GC) es la medida, expresada en porcentaje, de los enlaces dobles carbono-carbono que se convierten en enlaces simples durante la polimerización del material. Este factor es crucial porque influye en las características físicas y mecánicas del material, y depende tanto de la calidad como de la cantidad de energía suministrada al sistema durante la polimerización. Existen varios métodos para determinar este porcentaje, aunque el análisis mediante espectroscopia infrarroja es uno de los procedimientos más comunes y ampliamente utilizados. (32)

2.7.3.b. Resistencia a la flexión

Se ha observado que tanto la duración como la temperatura del postcurado tienen un impacto en la resistencia a la flexión.(4) La unidad de postcurado y sus especificaciones, como la intensidad de la luz y el rango de longitud de onda, también influyen en esta resistencia. Se ha encontrado que un aumento en el tiempo y la temperatura de postcurado está asociado con un incremento en la resistencia a la flexión. (3)

En otro estudio, se encontró que aumentar el tiempo de postcurado con luz ultravioleta (UV) de 5 minutos a 10 o 20 minutos incrementa la resistencia a la flexión de las resinas impresas. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en la resistencia a la flexión al aumentar el tiempo de postcurado de 10 a 20 minutos. Por otro lado, se reportó que prolongar el tiempo de postcurado de 60 a 90 minutos mejora tanto el rendimiento mecánico como el grado de conversión de las resinas de impresión 3D. (33)

Los factores que inciden en la resistencia a la flexión de la resina de impresión 3D pueden clasificarse en preimpresión, impresión y post-impresión. La resistencia de las resinas de impresión 3D se vio influenciada por todos los factores evaluados, ya sea individualmente o en combinación.

En la etapa de preimpresión, los factores incluyeron la incorporación de rellenos y nanopartículas, siendo que la mayoría de los aditivos probados mejoraron la resistencia de las resinas impresas en 3D. Los factores durante la impresión también afectaron la resistencia a la flexión, con la orientación de la impresión mostrando variaciones en su efecto sobre esta propiedad en diferentes estudios. Además, la reducción del grosor de la capa de impresión se asoció con un aumento en la resistencia a la flexión.

Como mencionado previamente, durante la etapa de post-impresión, el incremento en el tiempo y la temperatura de postcurado se correlacionó con un aumento en la resistencia a la flexión, mientras que prolongar el tiempo de enjuague posterior la redujo. (3)

2.7.3.c. Sorción y solubilidad

La sorción es una propiedad en la que las moléculas de agua se integran en la estructura del material, modificando su volumen. Este fenómeno incluye la absorción y la adsorción. La absorción se refiere a la penetración del agua en el interior del material, favorecida por porosidades y grietas, mientras que la adsorción ocurre en las capas superficiales, donde el agua solo contacta la superficie. La sorción de agua puede llevar a la solubilidad, la capacidad de una sustancia para disolverse en un líquido. También puede causar cambios dimensionales y afectar las propiedades fisicoquímicas del material. Este proceso puede influir en la solubilidad del material y provocar cambios en su volumen y propiedades.

Las resinas utilizadas en impresión 3D puede contener componentes hidrofílicos como monómeros con grupos carboxílicos o grupos fosfato que aumentan la sorción de agua afectando la durabilidad. Del mismo modo, la sorción de agua y la solubilidad participan en una variedad de procesos químicos y físicos que podrían influir en la estructura y función de los polímeros. (34)

La absorción de agua por las resinas actúa como un plastificante, generando cambios de volumen. Esto es clínicamente relevante, ya que puede provocar irritación de los tejidos al liberar monómeros residuales y otros subproductos solubles en la cavidad oral. Por lo tanto, se busca que estos materiales tengan una baja solubilidad. (35)

3. HIPOTESIS NULA

H₀1: Las diferentes tecnologías de impresión y métodos postcurado no afectan la resistencia a la flexión (MPa) de las resinas de impresión 3D definitivas.

H₀2: Las diferentes tecnologías de impresión y métodos postcurado no determinar el grado de conversión polimérica (%) de las resinas de impresión 3D definitivas.

H₀3: Las diferentes tecnologías de impresión y métodos postcurado no influyen en la sorción y solubilidad (ug) de una resina de impresión 3D definitiva.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo general

Evaluar el efecto de diferentes tecnologías de impresión y métodos de postcurado en las características mecánicas y fisicoquímicas de diferentes resinas de impresión 3D de uso definitivo.

4.2. Objetivos específicos

Determinar la resistencia a la flexión (MPa) de tres resinas de impresión 3D definitivas sometidas a diferentes tecnologías de impresión y métodos postcurado.

Determinar el grado de conversión polimérica (%) de tres resinas de impresión 3D definitivas sometidas a diferentes tecnologías de impresión y métodos de postcurado.

Analizar la sorción y solubilidad (ug) generada en una resina de impresión 3D definitiva sometida a diferentes tecnologías de impresión y métodos de postcurado.

5. MATERIALES Y MÉTODO

5.1. Diseño experimental

Los grupos de estudio fueron determinados de acuerdo a las siguientes variables experimentales:

1- Tipo de resina de impresión 3D definitiva:

- Crowntec, (Saremco, Rebstein, Suiza)
- Arma, Permanent Theeth (AramGebze, Turquía)
- Prizma Biocrown, (Maquira, São Paulo, Brasil)

2- Tecnologías de impresión 3D:

- DLP (Asiga Max– [As], Asiga, Sidney, Australia)
- LCD (Phrozen Sonic Mighty 8K [Ph], Phrozen, Hsinchu, Taiwan)

3- Tipos de postcurado:

- Flash de luz (Otoflash [Ot], NK Optik, Lemförde, Alemania)
- Luz LED (Wash&Cure 2.0 [Wc], Anycubic, Shenzhen, China)

De las tres resinas de impresión 3D, Prizma no contaba con los parámetros para ser utilizada en la impresora Asiga, por lo tanto se obtuvieron 10 grupos de estudio considerando las tecnologías de impresión y tipos de postcurado (AsOt, AsWc, PhOt, PhWc). Mediante un software de diseño Meshmixer (Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), se proyectaron las geometrías de los cuerpos de prueba (CP) para cada experimento.

Siguiendo los parámetros de impresión determinados para cada resina en cada impresora correspondientemente (Tabla 1), se realizó el *nesting* utilizando el software Composer para la impresora Asiga y el software Chitubox para la impresora Phrozen. De esta manera se destinaron CP para los test de resistencia a la flexión (n=10), grado de conversión de polimerización(n=5), sorción y solubilidad (n=10) para cada resina de manera respectiva.

Resina de impresión 3D/ composición	Procesos de impresión/tecnologías		Procesos de postcurado		Adicional
	Asiga, modelo Max DLP	Phrozen, modelo Sonic Mighty 8K LCD	Otoflash Flash de luz	Wash&Cure 2.0 LED	
Saremc print Crowntec -4,4'-isopropildifenol, etoxilado y ácido 2-metilprop-2-enoico - Vidrio silanizado - Sílice pirogénica. - TPO (Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)fosfina.)	Temperatura =35 °C Temperatura mínima=25 ; °C SW Grosor de capa=0,05 mm Tiempo de espera después de la exposición = 2 seg. Tiempo de espera después de la separación = 5 seg. Velocidad de separación = 2,475 mm/s Velocidad de aproximación = 3,0 mm/s Distancia de separación = 5 mm.	Temperatura = No aplica Temperatura mínima=No aplica Grosor de capa=0,05 mm. Tiempo de exposición primeras capas = 40 seg. Tiempo de exposición= 40 seg. Límite de presión de separación = No aplica Velocidad de separación = 180 mm/min Velocidad de aproximación = 540 mm/min Distancia de separación = 6 mm.			Crowntec se sumergió 2 minutos en agua a 100°C luego del postcurado.
ArmaResin Permanent Theeth - Monómeros de acrilato. - Dimetacrilato de uretano (UDMA) - Nano Sílice - Nano nitruro de Boro - Óxido férrico - Limpiador de radicales libres - TPO (Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)fosfina.)	Nombre="ArmaResin Temp-Ultra" Temperatura =30 °C Temperatura mínima= 0 Grosor de capa= 0,05 mm Tiempo de espera después de la exposición= 2 seg. Tiempo de espera después de la separación= 5 seg. Velocidad de separación= 2,475; mm/s Velocidad de aproximación= 4,3; mm/s Distancia de separación =4 seg.	Nombre="ArmaResin Temp-Ultra" Temperatura = No aplica Temperatura mínima= No aplica Grosor de capa= 0,05 mm. Tiempo de exposición primeras capas = 40 seg Tiempo de exposición= 4 seg Límite de presión de separación = No aplica Velocidad de separación = 180 mm/min Velocidad de aproximación = 540 mm/min Distancia de separación = 6 mm.	Fueron sometidos a luz flash de 300 a 700 nm en dos ciclos de postcurado de 2000 flashes cada uno (Según recomendaciones del fabricante).	Fueron sometidos a luz LED de 365 a 405 nm, en un ciclo de postcurado de 30 min.	
Prizma Bio-Crown - Monómeros de acrilato. - Sílice amorfo - Dimetacrilato de uretano (UDMA) - Dióxido de titanio. - Zirconia silanizada. - Partículas cerámicas. - TPO (Óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)fosfina.)	No aplica	Temperatura = No aplica Temperatura mínima=No aplica Grosor de capa=0,05 Tiempo de exposición primeras capas = 80 s Tiempo de exposición= 5 s Límite de presión de separación = No aplica Velocidad de separación = 180 mm/min Velocidad de aproximación = 540 mm/min Distancia de separación = 6			

Tabla 2. Resinas de impresión 3D y los protocolos aplicados

5.2. Preparación de los cuerpos de prueba

Una vez finalizado el proceso de impresión, (Tabla1) los cuerpos de prueba fueron retirados de la plataforma con una espátula metálica. Luego, los soportes fueron eliminados de forma manual, y los excesos de material con lija granulación 1000 de SiC. Finalmente, cada uno de los CP fueron limpiados con un paño empapado en alcohol al 96%, durante 60 segundos, y secados con aire a alta presión.

En la fase de post procesado los CP obtenidos de cada impresora fueron distribuidos en cada tipo de postcurado. (ver Tabla 1)

Para la resina Crowntec el proceso final de la preparación de los CP consistió en sumergir los mismos en agua hirviendo ($\cong 100^{\circ}\text{C}$) durante 2 minutos como indica el fabricante. Para finalmente ser destinados a cada una de las pruebas de laboratorio.

5.3. Pruebas de laboratorio

5.3.1. Resistencia flexural de 3 puntos

La evaluación de resistencia flexural fue determinada de acuerdo con la norma ISO 4049. Para medir la resistencia a la flexión, en cada impresora se imprimieron veinte cuerpos de prueba para cada resina (CP) con dimensiones de $25 \times 2 \times 2$ mm (Figura 3B), con una angulación de 90 grados de su eje mayor en relación a la platina de impresión y sobre soportes conoides de grosor fino de 2.5mm de altura. Después de la impresión se realizó la preparación de los CP descrita anteriormente. Luego, los CP fueron distribuidos entre los dos métodos de postcurado correspondiente (Figura 3C, tabla 1). A continuación del postcurado fueron almacenados en agua destilada por 24 horas a una temperatura de 37°C . Cumplido el tiempo, los CP se posicionaron en un dispositivo de prueba de flexión de 3 puntos (distancia de 20 mm) acoplado a una máquina de ensayo universal (Modelo 23-5S, Instron Emic, Canton, MA, EUA) y se cargaron hasta la fractura con una velocidad de 1,0 mm/min. (Figura 3D).

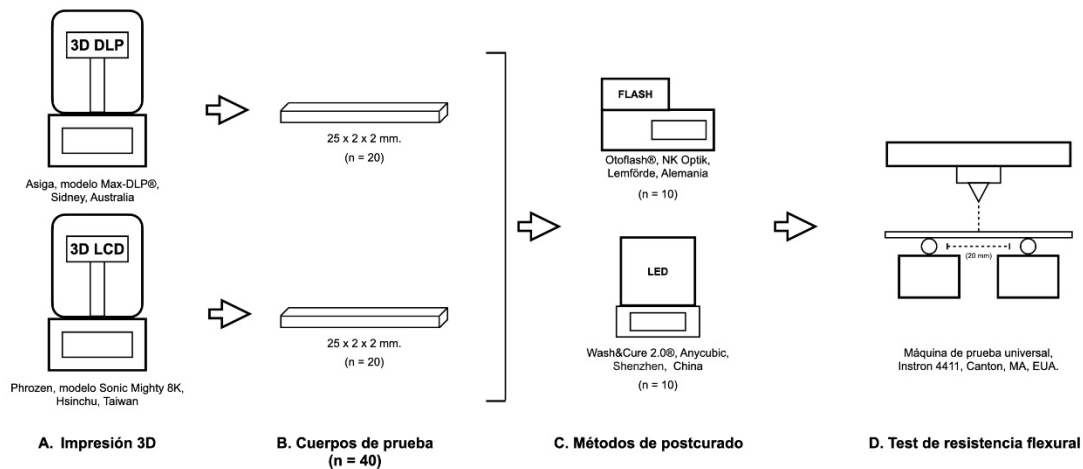


Figura 3: Diagrama de flujo del estudio. A) Impresión de los cuerpos de prueba, B) Obtención de las varillas, C) Grupos de estudio según método de postcurado. D) Test de resistencia flexural.

- **Análisis estadístico**

Para todos los datos de flexión por impresora se aplicó test de ANOVA de una vía y post-test de Tukey ($p < 0.05$). Cuando los factores: tipo de resina (Crowntec, ArmaResin y Prizma), tipo de impresora (Asiga, Phrozen) y método de postcurado (Wc, Ot) fueron combinados, se utilizó un test de ANOVA de multi-way, y post-test de Tukey ($p < 0.05$).

5.3.2. Grado de conversión polimérica

El grado de conversión polimérica en cada uno de los grupos experimentales, fue medido en cuerpos de prueba de resina en forma de discos de 10 mm de diámetro y 2 mm de alto. La evaluación fue realizada mediante un espectrómetro infrarrojo por transformada de Fourier en modo de reflectancia total atenuada (FTIR-ATR; Spectrum 100, Perkin-Elmer Inc., Norwalk, CT, EUA).

Cada uno de los CP, fue posicionado con la superficie pulida mirando hacia el cristal siendo obtenido el espectro de cada CP. El espectro fue registrado en modo de absorbancia con una resolución de 4 cm^{-1} en la región espectral de $500 \sim 4000 \text{ cm}^{-1}$. La altura de la banda de absorción de los enlaces C=C alifáticos y los enlaces carbonilo de cada espectro se registró en 1637 cm^{-1} y 1704 cm^{-1} . Los picos de enlaces

carbonilo se usaron como estándar interno al calcular el grado de conversión. Las alturas de los picos se midieron a partir de la línea de base que se trazó conectando los valles a ambos lados de cada pico. El método de línea de base ha sido reportado como un método útil para la evaluación del grado de conversión.(36) Finalmente, los valores obtenidos para el grado de conversión se registraron como porcentaje (%) usando la siguiente ecuación (Figura 4).

$$GC (\%) = \left\{ 1 - \frac{1637 \text{ cm}^{-1} / 1704 \text{ cm}^{-1} \text{ Pico máximo (curado)}}{1637 \text{ cm}^{-1} / 1704 \text{ cm}^{-1} \text{ Pico máximo (no curado)}} \right\} \times 100$$

Figura 4: Fórmula para el cálculo de grado de conversión polimérica.

5.3.3. Sorción y solubilidad

La sorción y solubilidad de la resina Crowntec, fue determinada de acuerdo con la especificación ADA n° 27, y norma ISO 4049.(37) En cada impresora, se imprimieron veinte cuerpos de prueba (CP) en forma de disco de diámetro de 15 mm y espesor de 2 mm (Figura 5B), con una angulación de 0 grados con respecto a la platina de impresión y sobre soportes conoides de grosor fino de 2.5 milímetros de altura. Luego de la impresión, se realizó la preparación de los CP descrita anteriormente. Una vez finalizada la preparación, los CP fueron distribuidos entre los dos métodos de postcurado correspondientes (Figura 5C, tabla 1). Finalizado el proceso de postcurado, los discos de cada grupo fueron deshidratados en un desecador al vacío con sílice coloidal la cual permitió la absorción de la humedad. Luego de una semana de almacenamiento, los discos fueron pesados diariamente en una balanza analítica que posee una precisión de 0,01 mg (AUX-220D, Shimadzu, Tokio, Japón). Esto se realizó hasta obtener una variación de la masa de cada disco inferior a 0,1 mg por 3 días consecutivos, lo que se consideró el peso estable ($m1$). Si bien los discos son obtenidos por impresión digital, el retiro de los excesos de manera manual puede hacer variar la geometría de cada disco. Por lo anterior, la altura (y) y el diámetro(x) de cada disco (Figura 5B) se midieron con un calibrador digital con una precisión de 0,01 mm (Digital Vernier Caliper, Ubermann, Santiago, Chile). Se tomaron dos medidas del

diámetro de cada disco en ángulo recto. El espesor se midió en el centro y en cuatro puntos equidistantes hacia la periferia del disco. A partir de la media de la altura y diámetro, se calculó el volumen en mm^3 (V) de cada cuerpo de prueba.

A continuación, en contenedores individuales con 2 ml de agua desmineralizada los CP fueron inmersos y almacenados a 37°C . Se registraron los pesos (m_2) cada una hora durante las primeras 8 horas, luego se registraron los pesos a cada 24 hrs hasta completar 7 días, finalizando la obtención del último peso al cumplir 14 días en inmersión. De esta manera, se observaron las curvas de sorción acuosa presentes en los polímeros de cada grupo de estudio. Finalmente, siguiendo el mismo protocolo de m_1 , los CP fueron nuevamente deshidratados para obtener el peso final (m_3), y así fue posible calcular la relación de masa perdida en base a monómeros lixiviados, obteniendo la solubilidad de la matriz polimérica. Los volúmenes de cada cuerpo y pesos fueron utilizados en las fórmulas para calcular la sorción y la solubilidad expresadas en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. (Figura 5D).

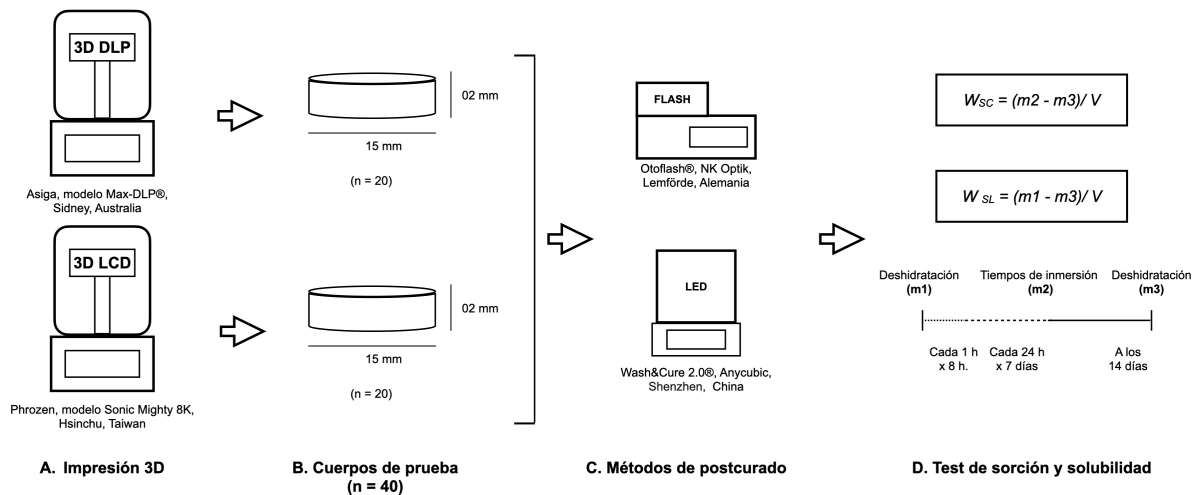


Figura 5: Diagrama del test de sorción y solubilidad. A) Impresión de los cuerpos de prueba, B) Obtención de los discos, C) Grupos de estudio según método de postcurado. D) Tiempos y fórmulas para el cálculo de sorción y solubilidad.

- **Análisis estadístico**

Sorción

Los datos de sorción colectados durante el desafío de sorción acuosa ($S_o=(m_2 - m_3)/V$), fueron analizados de forma descriptiva en una curva de comportamiento en función del tiempo (eje y) y la ganancia en peso (eje x).

Adicionalmente, el total de sorción acuosa (14 días) para cada grupo fue evaluado y comparado para observar diferencias a través de test de ANOVA de una vía ($\alpha=0.05$), post tratamiento de normalidad con Shapiro-Wilk.

Solubilidad

La solubilidad fue medida una vez finalizada la inmersión ($S_b=(m_1 - m_3)/V$). Los datos fueron sometidos a test de ANOVA de una vía ($\alpha=0.05$), post tratamiento de normalidad con Shapiro-Wilk.

6. RESULTADOS

6.1. Resistencia a la flexión

Los gráficos 1 a 5, muestran los resultados de resistencia a la flexión obtenidos mediante dos procesos de impresión 3D. Con la impresora Phrozen se realizaron pruebas con las resinas Crowntec, ArmaResin y Prizma, mientras que con la impresora Asiga, se realizaron pruebas con las primeras dos. La post polimerización se realizó mediante la utilización de 2 aparatos de post curado Wash and cure (Wc) y Otoflash (Ot).

Impresora Asiga

Cuando la impresora Asiga fue utilizada para los grupos Wc y Ot de la resina Crowntec (gráfico 1), no mostraron diferencias significativas ($p=0.4596$), sin embargo para los mismos grupos de ArmaResin (gráfico 2), fue posible observar un mejor rendimiento en cuanto a la resistencia a la flexión para Ot en comparaciónn a Wc ($p=0.00007$).

Impresora Phrozen

No se observaron diferencias significativas de postcurado cuando se utilizó la resina Crowntec. (Gráfico 3). Fue posible encontrar diferencias significativas para la resina Prizma (Gráfico 4), siendo el equipo de postcurado Otoflash quien mostró resultados estadísticamente mayores ($p=0.03800$). Observaciones similares se encontraron para la resina ArmaResin (Gráfico 5), donde la impresora Otoflash presento una resistencia a la flexión significativamente mayor ($p=0.0013$).

Análisis Comparativo

Se observo que Crowntec mostró un comportamiento significativamente mejor independiente del tipo de impresora y postcurado utilizada ($p<0.05$). (Gráfico 6). Por su parte, la resina Prizma fue la que mostro un peor desempeño ($p<0.05$) para los sistemas de postcurado disponibles. Las letras similares indican igualdad estadística ($p>0.05$). Considerando las resinas evaluadas en común para ambos

sistemas impresión (Crowntec y ArmaResin), el sistema ASIGA logro mejoró el desempeño para ArmaResin, en comparación al logrado por la misma resina en el sistema Phrozen ($p < 0.05$).

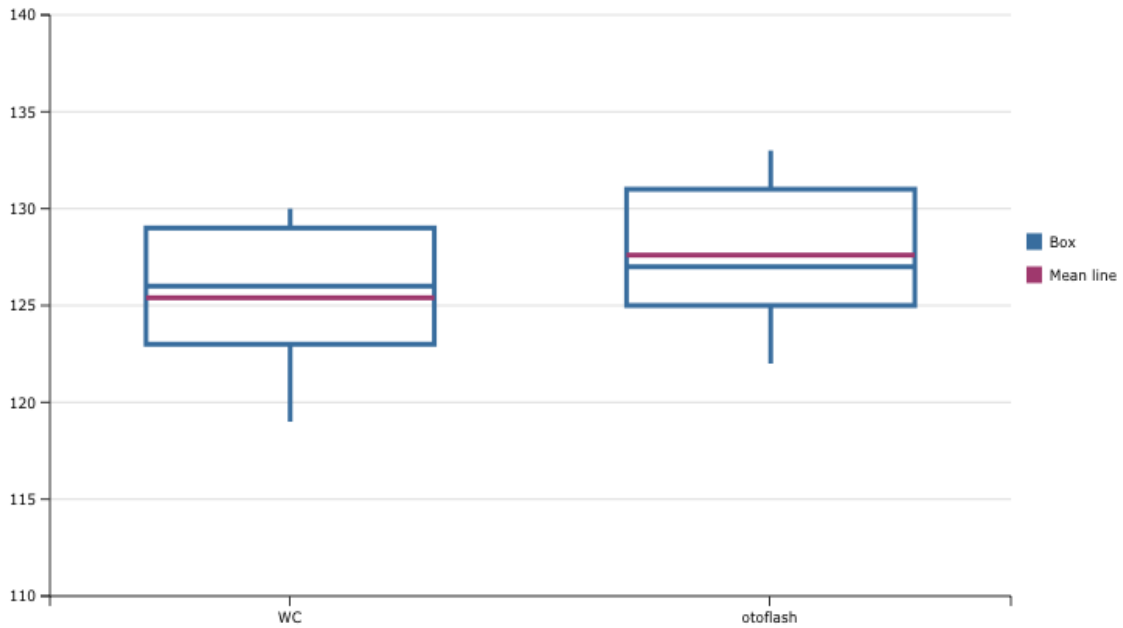


Gráfico 1. Resultados resistencia flexural de 3 puntos para resina Crowntec mediante impresora Asiga y dos aparatos de postcurado (Wc y Ot).

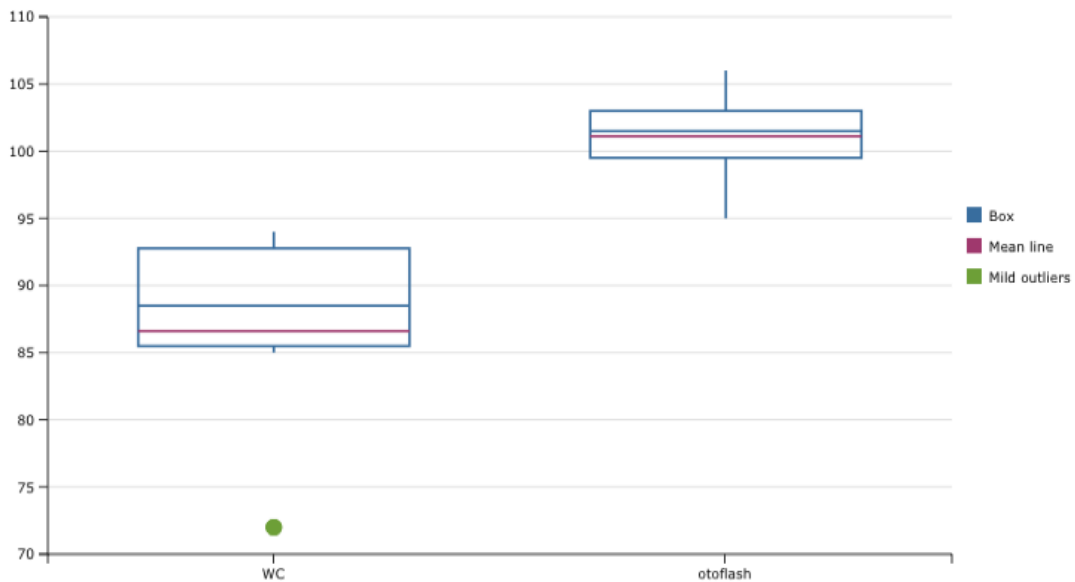


Gráfico 2. Resultados resistencia flexural de 3 puntos para resina Arma mediante impresora Asiga y dos aparatos de postcurado (Wc y Ot).

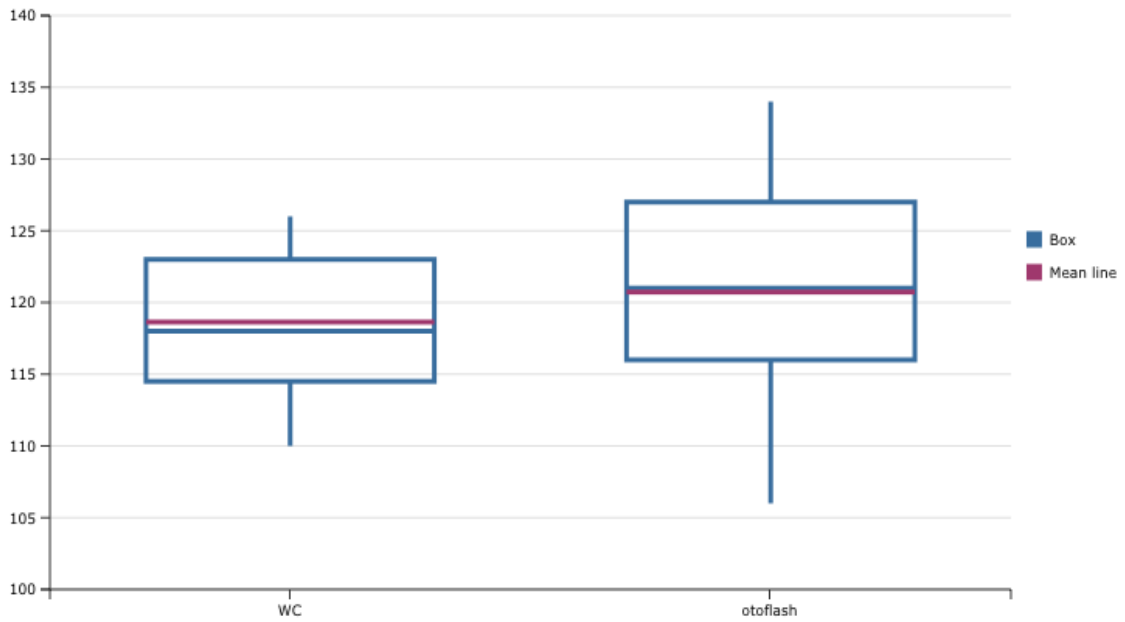


Gráfico 3: Resultados resistencia flexural de 3 puntos para resina Crowtec mediante impresora Phrozen y dos aparatos de postcurado (Wc y Ot).

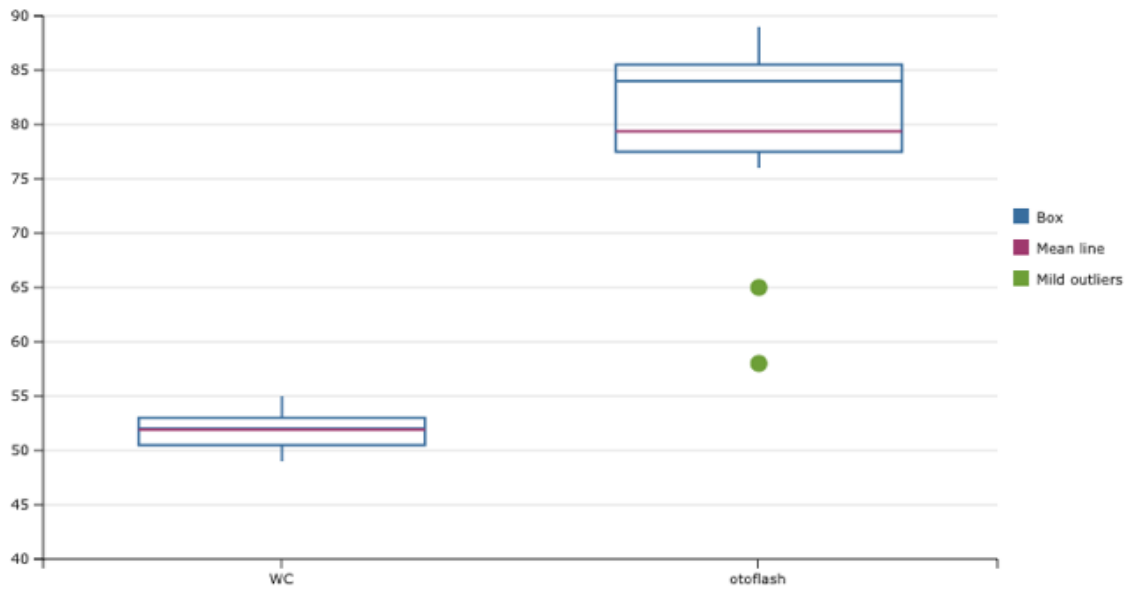


Gráfico 4: Resultados de resistencia flexular de 3 puntos para resina Prizma mediante impresora Phrozen y dos métodos de postcurado (Wc y Ot).

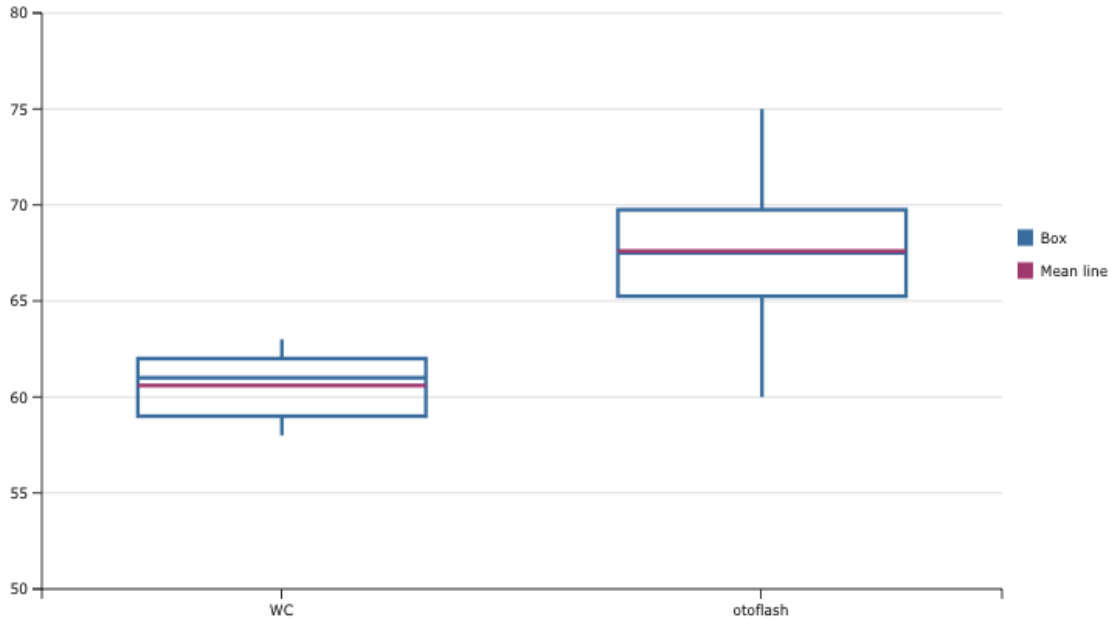


Gráfico 5. Resultados resistencia flexural de 3 puntos para resina Arma mediante impresora Phrozen y dos aparatos de postcurado (Wc y Ot).



Gráfico 6: Comparativa de los resultados de resistencia flexural (MPa) para todos los grupos.

6.2. Grado de conversión

Media grado de conversión (%) para los diferentes flujos de trabajo y resinas 3D

Impresión 3D y postcurado	Inmediato		
	Crowntec	ArmaResin	Prizma
Asiga + Otofash	62.74 ± 0.8 B,a	55.61 ± 2.5 B,b	NA
Asiga + Wc	69.21 ± 1.4 AB,a	61.97 ± 3.1 A,b	NA
Phrozen + Otofash	54.25 ± 0.6 C,b	51.03 ± 6.2 B,b	73.3 ± 1.5 A,a
Phrozen + Wc	61.39 ± 0.8 B,a	53.1 ± 3.2 B,b	65.12 ± 3.4 B,a

Tabla 3. Resumen de grado de conversión (%) para los diferentes flujos de trabajo y resinas 3D. Letras mayúsculas (flujo de impresión) y minúsculas (resina 3D) similares indican que no hay diferencia estadística entre las variables evaluadas ($p > 0.05$).

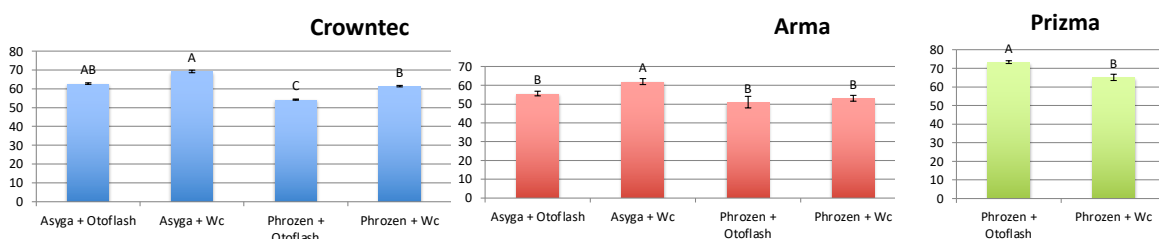


Gráfico 7. Representación gráfica de los resultados de grado de conversión por resina. En el eje X flujo de impresión. Letras similares indican que no hay diferencias estadísticamente significativo para la propiedad evaluada ($p < 0,05$).

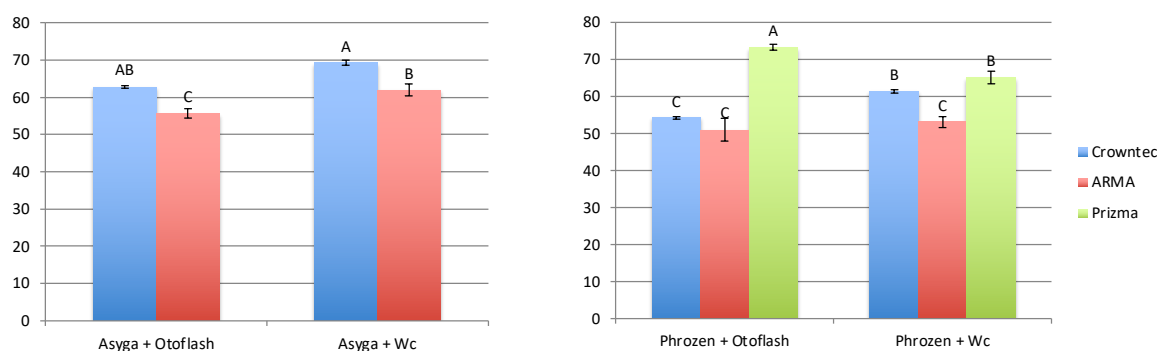


Gráfico 8. Representación gráfica de los resultados de grado de conversión por flujo digital. Letras similares indican que no hay diferencias estadísticamente significativo para la propiedad evaluada ($p < 0,05$).

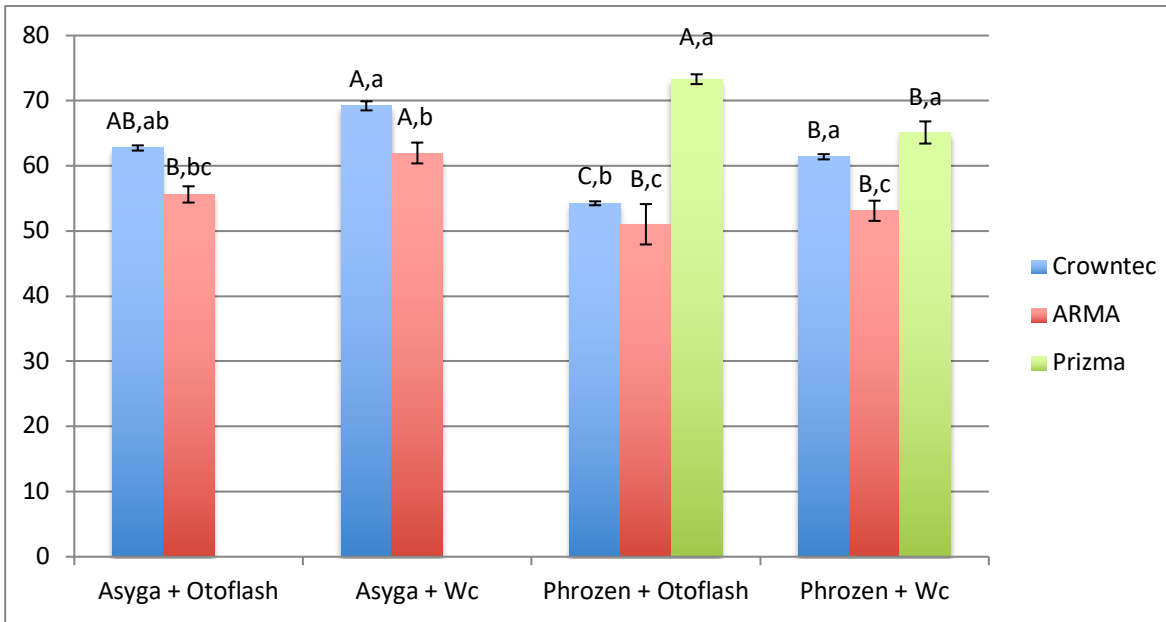


Gráfico 9. Representación gráfica de los resultados de grado de conversión. En el eje X flujo de impresión y en colores resinas 3D. Mayúsculas (Sistemas de Impresión) y minúscula (Resina) similares indican que no es estadísticamente significativo para la propiedad evaluada ($p < 0,05$).

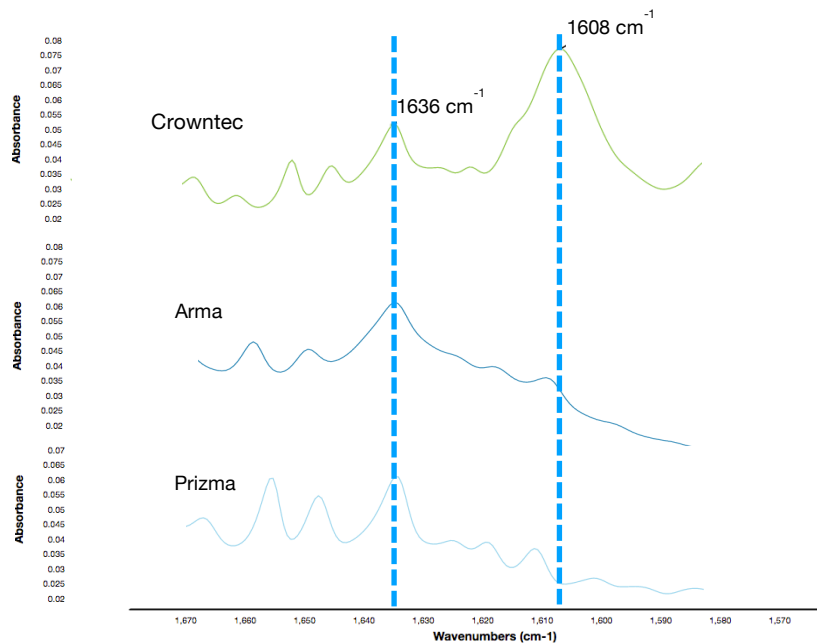


Gráfico 10. En el rango de absorción de 1608 nm, la resina Crowntec encuentra su punto más alto de absorbancia.

6.3. Sorción y solubilidad

Sorción

Se observo un aumento progresivo del peso proporcionalmente al tiempo que se mantuvieron en agua hasta los 7 días de inmersión, donde se observó el mayor peak de incremento. (Grafico 11).

Fue observado diferencias significativas ($p < 0.05$) para el grupo As/Ot y As/Ws (ver gráfico 8), quienes presentaron el mayor índice de sorción acuosa luego de 7 días de inmersión en solución (Ver letras en grafico 8, similares indican igualdad estadística)

Solubilidad

No fue posible observar diferencias entre los grupos ($p > 0.05$). (Gráfico 12).

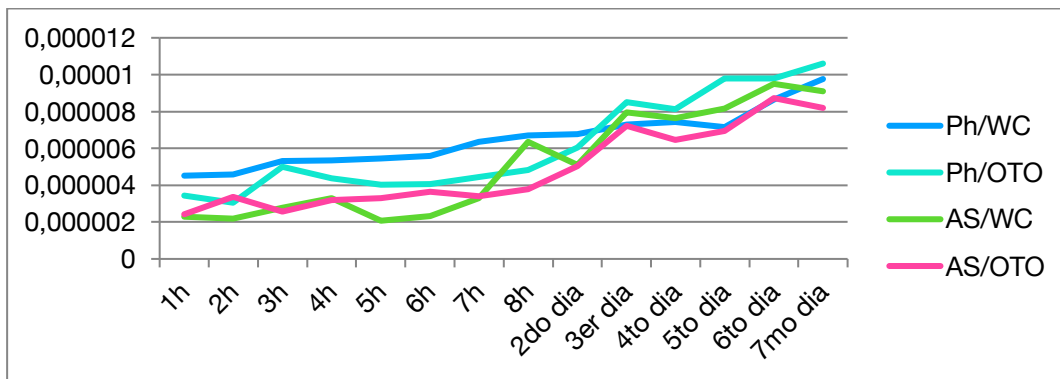


Gráfico 11. Resultados de sorción, donde se observa el peak de incremento el día 7.

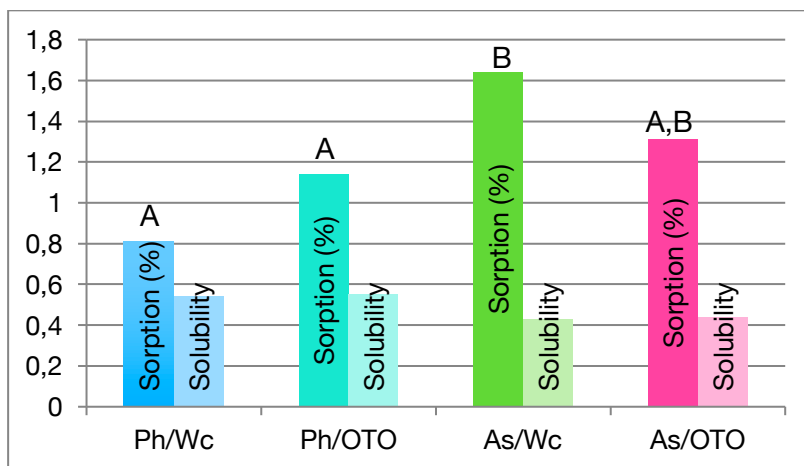


Gráfico 12. No se observan diferencias significativas en la solubilidad.

7. DISCUSIÓN

Es de suma importancia entender las propiedades físicas y mecánicas de los nuevos materiales de impresión 3D de uso definitivo, debido a su correlación con la indicación del material y con el éxito clínico del tratamiento. (38-40). Por lo anterior, el objetivo del presente estudio in vitro fue evaluar el efecto de diferentes tecnologías de impresión 3D (LCD, DLP) y tipos de postcurado (LED y Flash) en las características mecánicas y fisicoquímicas de tres resinas de impresión 3D de uso definitivo (Crowntec, Arma y Prizma). En base a los resultados obtenidos, las diferentes tecnologías de impresión y tipos de postcurado afectaron la resistencia a la flexión de dos de las resinas de impresión 3D, por lo que se rechaza parcialmente la primera hipótesis nula.

Además, si bien la comparación del grado de conversión polimérica (%) entre resinas dependen de la composición específica y los parámetros utilizados para su análisis, bajo el mismo parámetro hubo diferencias, llevando a rechazar la segunda hipótesis nula. Finalmente, sí influyen en la sorción y no influyen en la solubilidad (ug) de una resina de impresión 3D definitiva, por lo tanto, se rechaza parcialmente la primera hipótesis nula.

Resistencia flexural de 3 puntos

La prueba de resistencia flexural de tres puntos es un método común para determinar la resistencia a la flexión de resinas impresas en 3D, y se ha utilizado en estudios anteriores (38, 39, 41, 42). La resistencia a la flexión es una propiedad del material definida como la tensión en un material justo antes de que ceda en una prueba de flexión (41). Si bien la resistencia flexural para resina Crowntec, no mostró una diferencia estadísticamente significativa entre los diferentes grupos, sí se obtuvieron valores levemente mayores en los grupos post procesados con el equipo Otoflash. Los resultados obtenidos de resistencia a la flexión se pueden explicar de acuerdo con las estructuras internas de los materiales (41). Valores similares para una misma resina, pudiesen estar explicados por las características propias de la resina, principalmente los componentes de relleno, los cuales sugieren el refuerzo de la resina impresa 3D

(43) siendo el tipo, tamaño y concentración del relleno factores importantes que podrían afectar la resistencia de la resina (44, 45). Esto mismo sería consistente para explicar menores valores de resistencia para la resina ArmaResin, cuyas características de composición son distintas. Al igual que lo reportado por Korkmaz, 2024 (38) y Di Fiore, 2024 (40), la resina Saremco Crowntec mostró la mayor resistencia a la flexión, y todas las resinas mostraron valores de resistencia a la flexión > 50 MPa, lo cual se acepta como valor mínimo para las coronas a base de polímeros (46). Gad, 2023 clasifica los parámetros que podrían afectar la resistencia de las resinas impresas en 3D en tres categorías: factores de preimpresión, impresión y post impresión. Los factores de preimpresión incluyeron el material de impresión, las impresoras y las modificaciones de la resina de impresión. Los factores de impresión incluyeron la orientación de la impresión, la dirección, el espesor de la capa, la intensidad de la luz (potencia y velocidad del láser) y la profundidad de penetración. Los factores de post impresión incluyeron el tiempo de postcurado, la temperatura, el enjuague, el pulido y el almacenamiento. Hobbi, 2024 (47) indica que las propiedades mecánicas superiores de los compuestos de resina dependen de la conversión polimérica, y que las impresoras 3D, especialmente las que utilizan tecnología DLP, utilizan un proceso diferente que puede afectar el grado de polimerización de los materiales impresos. Por otro lado, el efecto de la unidad de postcurado en la resistencia a la flexión parece ser uno de los factores más estudiados, siendo previamente reportado en al menos 4 estudios previos (40, 48-50), destacando que la variación en los resultados sería debido a las diferencias de las unidades de curado tales como el tipo y fuente de luz, condiciones de curado y los diferentes rangos de longitud de onda. Lo anterior explicaría la diferencia significativa entre los grupos de resina Prizma y ArmaResin postcurados con un equipo u otro, mostrando mayores valores de resistencia a la flexión para los grupos Otoflash, en comparación con los grupos Wash&Cure. Si bien mayores valores de resistencia a la flexión sugieren que las restauraciones fabricadas con estas resinas pueden tener una vida útil más larga y un riesgo reducido de fracturas relacionadas, para materiales con baja resistencia a la flexión, el uso de cemento adhesivo de cementación debería garantizar una resistencia mecánica suficiente para uso clínico (38). Pese a lo anterior, Pot, 2024

(39) señala que no todos los materiales pueden alcanzar el umbral para ser utilizados como materiales restauradores definitivos. Por lo tanto, la selección del material y el diseño de la restauración deben considerarse cuando se utilizan para aplicaciones clínicas.

Grado de conversión (GC) polimérica

En el presente estudio, se empleó la espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) para medir el grado de conversión (GC) en tres resinas diferentes: Crowntec, ArmaResin y Prizma. Los resultados evidenciaron que la resina Crowntec mostró valores inferiores de GC en comparación con las otras dos resinas al considerar la altura de la banda de absorción de los enlaces C=C alifáticos ubicada en 1637 cm^{-1} . Sin embargo, al ampliar el análisis hacia una longitud de onda menos convencional, específicamente a 1608 cm^{-1} , Crowntec presentó un aumento significativo del GC respecto a las otras resinas, indicando que las particularidades de su composición química influyen considerablemente en su eficacia de polimerización.

Crowntec tiene como componente principal un monómero perteneciente a la familia tiol/enol. Este tipo de sistemas presentan una mayor biocompatibilidad frente a las redes basadas en metacrilatos (51), convirtiéndolos en una alternativa prometedora para fabricar diversas estructuras mediante impresión 3D. Los sistemas tiol/enol contienen anillos aromáticos como principal grupo funcional; por ello, en los espectros FTIR de resinas con alto contenido de monómeros aromáticos con enlaces dobles carbono-carbono, la intensidad de los picos a 1637 cm^{-1} es baja o prácticamente inexistente, lo cual reduce la fiabilidad y reproducibilidad en las mediciones de GC (36). Aunque muchos estudios emplean el pico de carbono-carbono a 1637 cm^{-1} como estándar para determinar el GC mediante FTIR, es esencial tener precaución al aplicarlo en mezclas que incluyen monómeros aromáticos, como sucede con la resina Crowntec. Por esta razón, resulta crucial caracterizar previamente el espectro de absorción específico de cada componente en una resina de impresión 3D, optimizando así el análisis FTIR.

Pese a sus ventajas, los sistemas basados en tiol/enol enfrentan desafíos que limitan su desarrollo en aplicaciones 3D, como una vida útil reducida. Además, estos sistemas

generan redes homogéneas mediante cinética de crecimiento en pasos, resultando en materiales más blandos y con bajo módulo elástico. Para superar esto, se han desarrollado sistemas ternarios mediante la incorporación de un monómero de metacrilato (51). Este aspecto adquiere relevancia al intentar comprender la estructura molecular compleja de las resinas para impresión 3D, permitiendo así la individualización y optimización de los parámetros del análisis FTIR según la composición específica de cada resina.

Además de la composición química, otro factor clave es el fenómeno de fotoiniciación. Los fotoiniciadores desempeñan un papel fundamental en la fotopolimerización, determinando no solo el mecanismo de reacción, sino también las propiedades finales del polímero, incluyendo el grado de conversión y las propiedades mecánicas (52).

Es fundamental que las resinas incorporen fotoiniciadores sensibles a luz visible. Las resinas analizadas (ArmaResin, Prizma y Crowntec) contienen un fotoiniciador común en impresión 3D, el TPO (óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina)(43), que posee una banda de absorción aproximadamente entre 350–430 nm (52).

Por otra parte, las tecnologías de impresión estudiadas difieren en términos de precisión, sistema de imagen e intensidad lumínica. La intensidad lumínica es clave en la fotopolimerización, pues determina tanto la velocidad de impresión como el grado de curado (53). La intensidad de luz en la impresión 3D LCD es significativamente menor que en impresoras DLP, ya que solo un 10% de luz atraviesa la pantalla LCD, mientras que el 90% es absorbido por ella (53). Además, se ha reportado que las impresoras LCD poseen una precisión inferior debido posiblemente a la distribución no uniforme de la intensidad lumínica, la cual depende de la posición del panel (54).

En consecuencia, este estudio evidencia que los cuerpos de prueba impresos con la impresora Phrozen mostraron valores inferiores de GC en comparación con los impresos mediante la impresora Asiga, independientemente del proceso de postcurado. Esto puede explicarse también por las condiciones térmicas durante la impresión, ya que la impresora Asiga cuenta con un sistema interno de calentamiento. Temperaturas más elevadas favorecen la cinética de reacción, facilitando probablemente reacciones adicionales de entrecruzamiento que mejoran la estructura general de la red polimérica (55). Además, al aumentar la temperatura disminuye la

viscosidad de la resina, mejorando la compatibilidad entre la resina y la plataforma de impresión, y retardando la gelificación, lo que permite una efectiva relajación de tensiones durante la polimerización y genera una red polimérica más ordenada (55). En cuanto a la fuente lumínica, tanto impresoras DLP como LCD emplean lámparas LED con longitud de onda de 405 nm (56), indicando que las diferencias observadas en el GC están más relacionadas con el sistema e intensidad de luz que con el rango de activación del fotoiniciador.

Respecto al proceso de postcurado, destacan las diferencias entre dispositivos utilizados. Otofash emite luz en rango de 300 a 700 nm, con picos cercanos a 400 y 500 nm (57), mientras que Wash and Cure emite entre 365 y 405 nm. Ambos métodos son eficaces para la polimerización de resinas con TPO. Es importante señalar que Otofash no proporciona irradiación continua, sino destellos concentrados repetidos, generando mayor intensidad lumínica que puede llevar a un aumento en el grado de conversión, mejorando las propiedades mecánicas (46). Su amplio espectro de emisión asegura la activación de diversos sistemas fotoiniciadores (46). Sin embargo, este estudio observó resultados heterogéneos, destacando que ArmaResin obtuvo valores superiores de GC tras el postcurado con tecnología LED.

Sorción y solubilidad

A diferencia de las resinas de impresión 3D para restauraciones provisionales, prótesis removibles, guías quirúrgicas, resinas calcinables, para férulas, para modelos de ortodoncia, entre otras; las resinas de impresión 3D para restauraciones de uso definitivo deben tener un comportamiento idóneo en el que sus redes poliméricas se mantengan estables en contacto con la humedad del medio bucal. La sorción y la solubilidad no son deseables para obtener un resultado clínico exitoso y duradero en el tiempo (58).

De acuerdo con los resultados obtenidos en el estudio, existen diferencias estadísticas significativas en dos de los cuatro grupos para la prueba de sorción, teniendo al grupo As/Wc que obtuvo el mayor porcentaje de sorción de agua ($1,64 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) posterior al periodo de inmersión. Este porcentaje se encuentra por debajo de valores entregados por el mismo fabricante en un estudio previo, pero para resinas de impresión 3D de

uso temporal (22). Y al mismo tiempo, muy cercano e incluso mayor que resultados obtenidos en el estudio de Ji-Won Shin et al (59), que también analizó resinas de uso temporal para puentes y coronas. Los autores indicaron que incluso cuando se utiliza el mismo método de impresión 3D, cada material mostró diferentes propiedades. Por lo tanto, parece que la tasa de sorción de agua de la resina de impresión 3D puede estar influenciada por otras condiciones como las propiedades del material y otros parámetros de salida.

Esta capacidad de absorber agua del grupo As/Wc estaría por sobre valores obtenidos en estudio de Berli et al. (60), donde se analizaron materiales de restauración de manufactura de tipo sustractiva para restauraciones de uso temporal como lo son el PMMA, policarbonato y DFC (dispersed-filler composite). Lo que podría deberse al alto grado de polimerización alcanzado a través del proceso de fabricación industrial, por ejemplo, de los bloques de PMMA.

Aunque al ser analizados detenidamente los valores resultantes de la prueba, la mayor diferencia entre el grupo que tuvo el menor valor de sorción v/s el mayor, no supera los $0,83 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, es decir, existe poca variación entre los grupos estudiados. Lo que puede indicar que el comportamiento de esta propiedad depende directamente de la composición de cada resina y no de la tecnología de impresión o método de postcurado (61).

Además, la capacidad de sorción acuosa estaría estrechamente relacionada con el grado de polimerización, tal como se mencionó anteriormente. Asimismo, factores como la hidrofiliidad e hidrofobicidad de la red de polímeros influyen significativamente. Estos aspectos afectan la estabilidad del color de la resina a lo largo del tiempo, debido a la posible penetración de tinciones a través de la matriz polimérica (62, 63).

Siendo este un punto importante a considerar en estudios posteriores, ya que podrían verse afectados de acuerdo con los diferentes métodos de postcurado (tipos de fuentes de luz), pero también tiempos y factores anexos como la atmósfera bajo la cual ocurre el postcurado (64).

Por otra parte, la solubilidad de la resina para los cuatro grupos tuvo un comportamiento muy similar entre ellos, en donde la diferencia máxima entre los

grupos fue de $0,12 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Además, el grupo con los valores máximos no supera los $0,54 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, diferencias que no son estadísticamente significativas. Lo que se traduce a una baja cantidad de liberación o disolución de sustancias orgánicas, por ejemplo, monómeros lixiviados, iones y partículas de relleno (65).

Cabe mencionar que la solubilidad de la resina tiene una correlación directa con el comportamiento mecánico de las restauraciones, como se describe en la revisión sistemática de Jain, S. (66). Por lo tanto, la relevancia de mantener estos valores bajos toma importancia a la hora de conservar adecuadas propiedades mecánicas.

Cabe destacar que tanto la sorción y solubilidad de todos los grupos experimentales están dentro de los valores permitidos por la Norma ISO 4049 que regula las resinas compuestas dentales de uso convencional para restauraciones definitivas (37).

Se puede observar que ambas propiedades al utilizar la misma resina en dos impresoras de método de fabricación de tipo aditiva, pero a la vez con diferentes tecnologías de impresión y que posteriormente cada grupo fue procesado a través de dos métodos de postcurado distintos (LED y Flash), no presentan gran variación.

8. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos indican que tanto la tecnología de impresión como el método de postcurado influyen sobre las propiedades mecánicas y fisicoquímicas de las resinas evaluadas; no obstante, la composición química intrínseca del material también es un factor determinante. En términos de resistencia a la flexión, todas las resinas evaluadas alcanzaron los valores exigidos por la norma ISO para uso clínico, destacándose especialmente la resina Crowntec por su rendimiento superior. Respecto al grado de conversión polimérica, se evidenció una diferencia de resultados asociado a la tecnología de impresión, donde la tecnología DLP presentó valores más altos. Sin embargo, la influencia del proceso de postcurado no fue clara, debido a la variabilidad de resultados. En esta prueba, Crowntec presentó resultados más favorables según análisis FTIR al momento de ampliar el rango de estudio. Finalmente, las pruebas de sorción y solubilidad demostraron que los valores obtenidos de la resina

Crowntec se encuentran dentro de los parámetros establecidos por la norma ISO, lo que la hace clínicamente aceptable.

En consecuencia, aunque el proceso de impresión 3D involucra múltiples variables, los resultados indican que la composición química del material ejerce una gran influencia sobre las propiedades finales. Se recomienda, para investigaciones futuras, realizar estudios adicionales en condiciones que simulen el ambiente bucal a largo plazo.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater.* 2021;37(2):336-50.
2. Celik HK, Koc S, Kustarci A, Caglayan N, Rennie AEW. The state of additive manufacturing in dental research - A systematic scoping review of 2012-2022. *Heliyon.* 2023;9(6):e17462.
3. Gad MM, Fouda SM. Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review. *J Prosthodont.* 2023;32(S1):96-110.
4. 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.* 2024;150:106314.
5. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232-4.
6. Soto-Montero J, de Castro EF, Romano BC, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dent Mater.* 2022;38(8):1271-82.
7. Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. Assessing the physical and mechanical properties of 3D printed acrylic material for denture base application. *Dent Mater.* 2022;38(12):1841-54.
8. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig.* 2019;23(6):2777-84.
9. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):1035-42.

10. Donmez MB, Okutan Y. Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study. *J Dent.* 2022;124:104216.
11. Bernauer SA, Zitzmann NU, Joda T. The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics Updated: A Systematic Review. *Healthcare (Basel).* 2023;11(5).
12. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60(2):72-84.
13. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:97-106.
14. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12.
15. Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):454-9.
16. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):171-81.
17. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521-9.
18. Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, et al. Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci.* 2021;63(3):212-6.
19. Li R, Wang Y, Hu M, Xv Y, Liu Y, Sun Y. Strength and Adaptation of Stereolithography-Fabricated Zirconia Dental Crowns: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2019;32(5):439-43.
20. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27(4):356-63.
21. 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.
22. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively

manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(1):51-7.

23. Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, Antonopoulos G, Tsolakis AI. Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review. *Children (Basel).* 2022;9(8).

24. Mwema FM, Akinlabi ET. Basics of Fused Deposition Modelling (FDM). In: Mwema FM, Akinlabi ET, editors. *Fused Deposition Modeling: Strategies for Quality Enhancement.* Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 1-15.

25. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32(1):54-64.

26. Chia HN, Wu BM. Recent advances in 3D printing of biomaterials. *J Biol Eng.* 2015;9:4.

27. 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.* 2016;115(6):760-7.

28. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34(2):192-200.

29. Kim JH, Kwon JS, Park JM, Lo Russo L, Shim JS. Effects of postpolymerization conditions on the physical properties, cytotoxicity, and dimensional accuracy of a 3D-printed dental restorative material. *J Prosthet Dent.* 2022.

30. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2021;125(5):817-23.

31. Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent.* 2019;22(3):231-7.

32. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24(4):655-65.

33. Silva NR, Moreira FGG, Cabral ABC, Bottino MA, Marinho RMM, Souza ROA. Influence of the postpolymerization type and time on the flexural strength and dimensional stability of 3D printed interim resins. *J Prosthet Dent.* 2023;130(5):796.e1-e8.
34. Figuerôa RMS, Conterno B, Arrais CAG, Sugio CYC, Urban VM, Neppelenbroek KH. Porosity, water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20170383.
35. Ge J, Trujillo M, Stansbury J. Synthesis and photopolymerization of low shrinkage methacrylate monomers containing bulky substituent groups. *Dent Mater.* 2005;21(12):1163-9.
36. Collares FM, Portella FF, Leitune VC, Samuel SM. Discrepancies in degree of conversion measurements by FTIR. *Braz Oral Res.* 2013;27(6):453-4.
37. International Organization for S. Dentistry-Polymer-based Restorative Materials: ISO; 2019.
38. Korkmaz YN, Buyuk SK, Simsek H, Abay F. Comparison of the Flexural Strength of Three Different Aged and Nonaged 3D-Printed Permanent Crown Resins. *Int J Prosthodont.* 2024;37(7):203-7.
39. Pot GJ, Van Overschelde PA, Keulemans F, Kleverlaan CJ, Tribst JPM. Mechanical Properties of Additive-Manufactured Composite-Based Resins for Permanent Indirect Restorations: A Scoping Review. *Materials (Basel).* 2024;17(16).
40. Di Fiore A, Stellini E, Alageel O, Alhotan A. Comparison of mechanical and surface properties of two 3D printed composite resins for definitive restoration. *J Prosthet Dent.* 2024;132(4):839.e1-e7.
41. Prpić V, Schaperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *J Prosthodont.* 2020;29(6):524-8.
42. Saini RS, Gurumurthy V, Quadri SA, Bavabeedu SS, Abdelaziz KM, Okshah A, et al. The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2024;24(1):66.

43. Cardoso BS, da Cruz MB, Marques JF, Roque JC, Martins JP, Malheiro RC, et al. Cellular responses to 3D printed dental resins produced using a manufacturer recommended printer versus a third party printer. *J Adv Prosthodont*. 2024;16(2):126-38.
44. Mangal U, Seo JY, Yu J, Kwon JS, Choi SH. Incorporating Aminated Nanodiamonds to Improve the Mechanical Properties of 3D-Printed Resin-Based Biomedical Appliances. *Nanomaterials (Basel)*. 2020;10(5).
45. Gad MM, Al-Harbi FA, Akhtar S, Fouda SM. 3D-Printable Denture Base Resin Containing SiO. *J Prosthodont*. 2022;31(9):784-90.
46. Mayinger F, Reymus M, Liebermann A, Richter M, Kubryk P, Großekappenberg H, et al. Impact of polymerization and storage on the degree of conversion and mechanical properties of veneering resin composites. *Dental Materials Journal*. 2021;40(2):487-97.
47. Hobbi P, Ordueri TM, Öztürk-Bozkurt F, Toz-Akalın T, Ateş M, Özcan M. 3D-printed resin composite posterior fixed dental prosthesis: a prospective clinical trial up to 1 year. *Frontiers in Dental Medicine*. 2024;5.
48. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*. 2018;34(12):e324-e33.
49. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;115:104254.
50. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-Printed vs. Heat-Polymerizing and Autopolymerizing Denture Base Acrylic Resins. *Materials (Basel)*. 2021;14(19).
51. Bagheri A, Jin J. Photopolymerization in 3D Printing. *ACS Applied Polymer Materials*. 2019;1.
52. Kim GT, Go HB, Yu JH, Yang SY, Kim KM, Choi SH, et al. Cytotoxicity, Colour Stability and Dimensional Accuracy of 3D Printing Resin with Three Different Photoinitiators. *Polymers (Basel)*. 2022;14(5).

53. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* 2020;5(1):110-5.
54. Sim MY, Park JB, Kim DY, Kim HY, Park JM. Dimensional accuracy and surface characteristics of complete-arch cast manufactured by six 3D printers. *Heliyon.* 2024;10(10):e30996.
55. Lim J-H, Shin S-H, Jung Y-E, An H, Kim J-E. Influence of heat-assisted vat photopolymerization on the physical and mechanical characteristics of dental 3D printing resins. *Scientific Reports.* 2025;15(1).
56. Wu L, Zhao L-d, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X-h. EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal.* 2018.
57. VOCO. Otofash G171 Blitzlichtgerät zur Lichthärtung 2022.
58. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, Albarrak A, Khan SQ, Alshahrani FA, et al. Water Sorption, Solubility, and Translucency of 3D-Printed Denture Base Resins. *Dent J (Basel).* 2022;10(3).
59. 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).
60. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2020;124(6):780-6.
61. Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(2):141-50.
62. Al-Odayni A-B, Saeed WS, Khan R, Al-Kahtani A, Aouak T, Almutairi K, et al. Viscosity, Degree of Polymerization, Water Uptake, and Water Solubility Studies on Experimental Dichloro-BisGMA-Based Dental Composites. *Applied Sciences.* 2021;11(8):3577.
63. Saikaew P, Phimolthares P, Phitakthanaakul P, Sirikul P, Mekrakseree S, Panpisut P. Effects of Color Modifier on Degree of Monomer Conversion, Biaxial Flexural Strength, Surface Microhardness, and Water Sorption/Solubility of Resin Composites. *Polymers (Basel).* 2021;13(22).

64. Luo K, Liu Q, Alhotan A, Dai J, Li A, Xu S, et al. Effect of post-curing conditions on surface characteristics, physico-mechanical properties, and cytotoxicity of a 3D-printed denture base polymer. *Dent Mater.* 2024;40(3):500-7.
65. Vaca M, Ceballos L, Fuentes M, Osorio R, Toledano M, García-Godoy F. Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina. *Avances en Odontoestomatología.* 2003;19:283-9.
66. 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.* 2022;14(13):2691.