



Universidad de Valparaíso CHILE

“Comparación de sorción y solubilidad entre cuerpos de prueba de resinas imprimibles de fotocurado para restauraciones provisionales, sometidas a distintos ciclos de postcurado”.

Trabajo de investigación Requisito
para optar al título de Especialista
en Implantología oral

Residentes: Dr. Luis Castro P.

Dr. Cristian Gisseleire B.

Dr. Aníbal Navarro R.

Docente Guía: Dr. Gonzalo A. Ibarrola N.

Cátedra Prótesis fija, rehabilitación e implantología oral.

Valparaíso - Chile

2021

Dedicatoria

A mi señora, Camila, mis padres, y mis docentes y colegas. Sin todos ellos, hubiera sido un largo y tedioso camino, pero gracias a su apoyo en todo momento, fue una experiencia digna de recordar. Ahora a aplicar todo lo aprendido para ser cada día un mejor profesional. Cristian Gisseleire.

A mi señora Nicole por el apoyo incondicional durante todo este proceso, a mis padres, hermanos, docentes y amigos por ayudar a que esta experiencia fuera mucho más agradable y permitir una mejor formación profesional y personal. Anibal Navarro

A mi esposa Ana María y mis hijos, quienes son mi motivación para mejorar día a día y me hacen sentir que los sacrificios acontecidos durante toda esta experiencia han valido la pena. Luis Marcial Castro

Agradecimientos

A Paula Gisseleire, quien contribuyó oportunamente en la confección de los esquemas explicativos del funcionamiento de las impresoras 3D.

A la empresa Manohay por permitir el uso de sus instalaciones para realizar parte del proceso de esta investigación.

Al CIICOM por facilitarnos sus instalaciones en el desarrollo de esta investigación.

ÍNDICE

I. Introducción	1-3
II. Impresión 3D en odontología	4-5
III. Tipos de Impresión 3D	6
III. 1 Impresión 3D con resinas	6
III.1.a Esterolitografía (SLA).....	6
III.1.b Procesamiento digital de luz o digital light processing (DLP)	7-8
III.1.c Impresión de chorro, o material jetting (MJ).....	8-9
III.1.d Binder jetting.....	9-10
III.2. Modelado de deposición por fusión (FDM) o fabricación de filamentos fundidos (FFF)	10-11
III.3. Cama de fusión de polvo o selective laser sintering (SLS) ..	11-12
IV. Lavado de impresiones	13
V. Resinas líquidas para impresión 3D de uso odontológico	14
V.1 Resinas para uso extraoral.....	14
V.2 Resinas para uso intraoral.....	14-17
VI. Grado de conversión y postcurado	18-19
VII. Hornos de postcurado	19-22
VIII. Biocompatibilidad y certificación para uso de resina imprimible como prótesis fijas provisionales	23-24
IX. Sorción y solubilidad	25-26
X. Hipótesis	27

XI. Objetivos.....	27
XII. Materiales y métodos.....	27-30
XIII. Resultados.....	31-32
XIV. Discusión.....	33-35
XV. Conclusiones.....	36
XVI. Sugerencias.....	37
XVII. Bibliografía.....	38-42

Resumen

Los avances en la tecnología en los últimos años han sido a una velocidad acelerada. De esta misma manera, en la odontología moderna, se han obtenido muchas ventajas de procesos que no fueron pensados para esta, siendo uno de ellos el uso de las impresoras 3D. Se ha utilizado en los últimos años la impresión 3D en realizar pasos clínicos que hace algún tiempo eran impensados. Uno de estos es la provisionalización mediante el uso de impresoras 3D y el uso de materiales poliméricos que aún no han sido caracterizados para aplicaciones odontológicas. El objetivo de este trabajo fue evaluar el comportamiento en la sorción y solubilidad de una de estas resinas tras ser sometidas a dos procesos distintos de postcurado; uno recomendado por el fabricante (SHERAflash-light plus) y otro utilizado de forma empírica por los odontólogos en la actualidad, que es el horno cosmético utilizado comúnmente en centros de estética para la polimerización de uñas acrílicas. Se utilizaron cuerpos de prueba durante el mismo tiempo y ciclos de postcurado iguales para ambos hornos, obteniéndose como resultado una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a un menor grado de sorción y solubilidad para el horno convencional de postcurado recomendado por el fabricante (SHERAflash-light plus) v/s el horno cosmético.

I. INTRODUCCIÓN

La odontología contemporánea cada día muestra nuevos avances en técnicas, materiales y productos gracias a la digitalización y el aporte de los sistemas CAD-CAM, estas tecnologías han permitido la obtención de modelos digitales, radiografías tridimensionales y la tecnología de adición de materiales que en conjunto se han logrado potenciar para obtener alternativas de tratamientos más rápidos y exactos en las diferentes ramas de la odontología como cirugía, ortodoncia, implantología y rehabilitación (1-3). Como la tecnología avanza en este tema, también lo hace la innovación respecto a la impresión 3D que se había asociado normalmente al uso de fabricación de productos comerciales y que en los últimos años ha diversificado sus aplicaciones en el ámbito odontológico permitiendo prescindir de un laboratorio que ejecute trabajos que antes era impensado realizar en la consulta, facilitando y acelerando así los tiempos de trabajo, como, por ejemplo, para la elaboración de provisorios(4).

En la confección de coronas y puentes provisorios se había visto poca innovación utilizándose durante largo tiempo el PMMA que, gracias a su baja densidad, favorable estética, facilidad de manipulación y propiedades físicas y mecánicas aceptables a un bajo costo lo convirtieron en un material adecuado y popular para estos usos dentales (5) (6). La progresión de materiales provisionales a bis-acrílicos fue avanzando a mejoras tales como una manipulación más fácil, mejor resistencia a la compresión y tracción, menos absorción de agua y menos contracción(7). Sin embargo, la necesidad de mezclar los componentes, probar y ajustar en boca, requieren de un alto tiempo clínico, además de la necesidad en mejorar las características de los materiales en su comportamiento a largo plazo, invita a buscar otras alternativas que podría entregar la odontología digital.

Hoy en día la impresión 3D permite la fabricación de materiales de restauración provisionales con propiedades comparables a las de los productos clínicos utilizados convencionalmente (7). Entre los materiales de mayor

desarrollo para impresión 3D en odontología encontramos las resinas líquidas de fotocurado, estas resinas requieren de un proceso de postcurado o postpolimerización que optimice sus propiedades físicas, especialmente las de uso intraoral como es el caso de las resinas para impresión de coronas y puentes provisionales (8). Para este proceso, existen diversas marcas y modelos de aparatos de postcurado, incluso se ha intentado improvisar usando los hornos de fotocurado para uso cosmético cuyos resultados podrían generar una repercusión negativa en la estructura y las propiedades del material (2, 8).

El grado de conversión influye directamente en las propiedades físicas y mecánicas de los polímeros de uso odontológico (9-13). Una mayor conversión de dobles enlaces de carbono en enlaces simples da como resultado mejores propiedades al material, tales como módulo elástico, tenacidad a la fractura, resistencia a la tracción, resistencia al desgaste y dureza (9, 10, 14). Sin embargo, las propiedades mecánicas de los polímeros dependen principalmente del tipo de cadena de polímero y de la densidad de reticulación formada en el proceso de polimerización (9). La formación de esta reticulación ocurre durante la polimerización e incluye una mezcla de cadenas de carbono lineales.

Además, la mayor reticulación tridimensional proporciona una estructura que disminuye la sorción y solubilidad, aumenta la resistencia y rigidez y reduce la permeabilidad de los polímeros a los disolventes debido a la disminución de espacios permeables (9, 15). La degradación de los polímeros da como resultado una reducción de sus propiedades mecánicas; como el módulo elástico, la resistencia a la compresión y la deformación del material, todos los cuales afectan directamente su uso clínico (16).

Los cambios en los métodos de postpolimerización de las resinas nombradas anteriormente, podría afectar el proceso de polimerización y, en consecuencia, las propiedades del polímero formado. Las características de potencia, densidad de energía, longitud de onda, tiempo, temperatura podrían afectar la cinética de los monómeros y radicales, resultando en un mayor o menor grado de conversión, habiendo aun muchas preguntas sobre las resinas imprimibles.

Se sabe que tanto la sorción como la solubilidad son medidas indirectas del grado de conversión de los polímeros, es decir, son medidas del grado de reticulación (número de reticulaciones) de un polímero. Cuanto más reticulado esté un polímero, menor será su sorción y solubilidad y, por lo tanto, tendrá mejores propiedades (9, 11-13, 15, 17). Hasta la fecha, existe escasa información que pueda aportar una mayor claridad en la influencia de los métodos de postcurado de una resina imprimible en sus propiedades de sorción y solubilidad.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio es comparar el postcurado en un horno profesional con el postcurado en un horno de uso cosmético, durante los mismos ciclos y tiempos, midiendo sorción y solubilidad entre cuerpos de prueba de resinas imprimibles de fotocurado para restauraciones provisionarias.

II. IMPRESIÓN 3D EN ODONTOLOGÍA

En general existen 2 grandes métodos de elaboración de estructuras o recursos en odontología desde el punto de vista digital, ellos son:

El método sustractivo: Consiste en la obtención de estructuras mediante la sustracción de material principalmente en fresadoras. En aplicaciones dentales, el fresado comienza con un bloque de material y las fresadoras están controladas por computadora. La fresadora ejecuta entonces mandatos para eliminar el material que no se desea obteniendo así el producto final. Con los años, las fresadoras han alcanzado un grado de sofisticación y complejidad considerable, alcanzando a producir, hoy en día, restauraciones de gran precisión y un nivel de detalles aceptable (18).

El método aditivo: Este mecanismo permite generar geometrías muy complejas de forma muy rápida mediante la adición de material, imita las formas de la naturaleza con gran detalle, permitiendo también replicar estructuras ahuecadas. La Sección Americana de la Asociación de prueba de materiales Internacional (ASTM), organismo internacional encargado de establecer estándares técnicos de servicios, materiales, productos, entre otros, además de la ISO (ISO 17296-2:2015) (19), han definido la tecnología de adición de materiales como: “el proceso de unir materiales para hacer objetos a partir de información de un modelo tridimensional, usualmente usando capa sobre capa (7, 8).

Mediante este método aditivo funcionan las impresoras tridimensionales utilizadas en odontología con una amplia variedad de usos fabricando modelos de diagnóstico, modelos de trabajo, patrones calcinables para bases protésicas, cubetas personalizadas para impresión, fabricación de planos de relajación, (7) alineadores ortodóncicos (4), confección de dientes provisionales, etc. Recientemente, esta tecnología 3D se ha aplicado también a la fabricación de prótesis completas tanto en la base como los dientes (20). También se usan en la fabricación de matrices personalizadas transparentes y rígidas para restauraciones provisionales como carillas, coronas o puentes utilizando la técnica de inyección en forma directa (21) .Sus aplicaciones en implantología

son variadas, como la fabricación de guías quirúrgicas, cubetas personalizadas, modelos de trabajo sobre implantes y restauraciones provisionales, sin embargo, se requiere de una curva de aprendizaje y adecuados conocimientos para optimizar los procesos de impresión 3D (22).

III. TIPOS DE IMPRESIÓN 3D

Principalmente existen tres tipos de impresión 3D, en primer lugar aquellas que pueden ser realizadas con el uso de una resina líquida que a través de una fuente lumínica va polimerizando por capas hasta la formación total del objeto, otro mecanismo es la impresión 3D que va formando el objeto mediante una impresión continua de un filamento que al calentarse se fusiona y es depositado en una plataforma formando así el objeto deseado y un tercer tipo son las de fusión de polvo mediante un láser (23)

III.1. IMPRESIÓN 3D CON RESINA

III.1.a Estereolitografía (SLA).

III.1.b Procesamiento digital de luz (DLP)

III.1.c. Impresión Chorro (Material Jetting - MJ)

III.1.d. Binder Jetting

III.2. Modelado de deposición por fusión (fdm) ó fabricación de filamentos fundidos (FFF)

III.3. Cama de fusión de polvo o selective laser sintering (SLS)

Estas últimas 2, no son relevantes para el desarrollo del trabajo, sin embargo, serán explicadas brevemente, con el fin de que se entienda que la impresión de resinas no es la única forma de obtener una impresión 3D.

III.1. a ESTEROLITOGRAFÍA (SLA)

La tecnología SLA, trabaja mediante una plataforma constructora que está inmersa en una resina líquida y posteriormente es polimerizada por un láser ultravioleta. Funciona mediante un láser que va trazando secciones transversales para la fabricación de cada capa (24). Después de que la capa se polimeriza, la plataforma de construcción desciende una distancia igual al grosor

de la capa, permitiendo que la resina no curada cubra la capa anterior. Este proceso se repite hasta que el objeto impreso queda terminado (25).

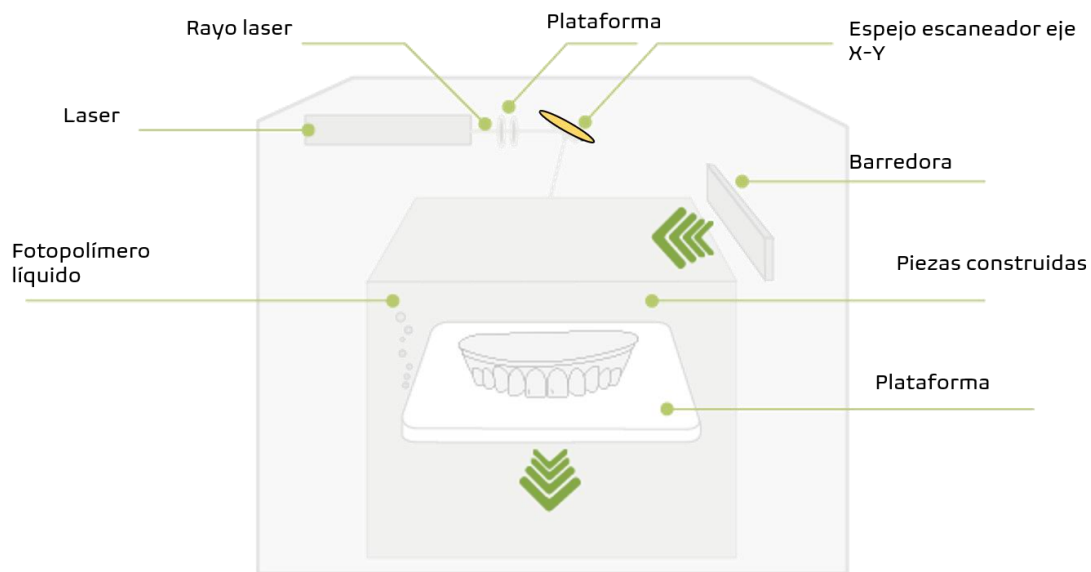


Fig. 1. Esquema de funcionamiento de SLA. Inspirado en esquema de aditively.com

III.1. b PROCESAMIENTO DIGITAL DE LUZ O DIGITAL LIGHT PROCESSING (DLP)

Creada en 1987, el procesamiento de luz digital (DLP) se consideran en la misma categoría que la tecnología SLA por la ASTM (American Society of Testing Materials), porque ambas comparten varias similitudes. La principal distinción entre SLA y DLP es la fuente lumínica. El producto final se fabrica mediante una lámpara de arco o un chip semiconductor, denominado dispositivo digital de microespejos. Cada uno de estos espejos, va a representar una cantidad determinada de píxeles y la cantidad de espejos va a establecer la resolución final de la imagen o figura que se proyecta. Funciona mediante una proyección de luz que atraviesa una ventana de rayos UV, proyectándose a un recipiente lleno con resina de fotocurado líquida. Así se va formando el objeto, el que va siendo extraído de la resina hasta que está terminado (24, 25).

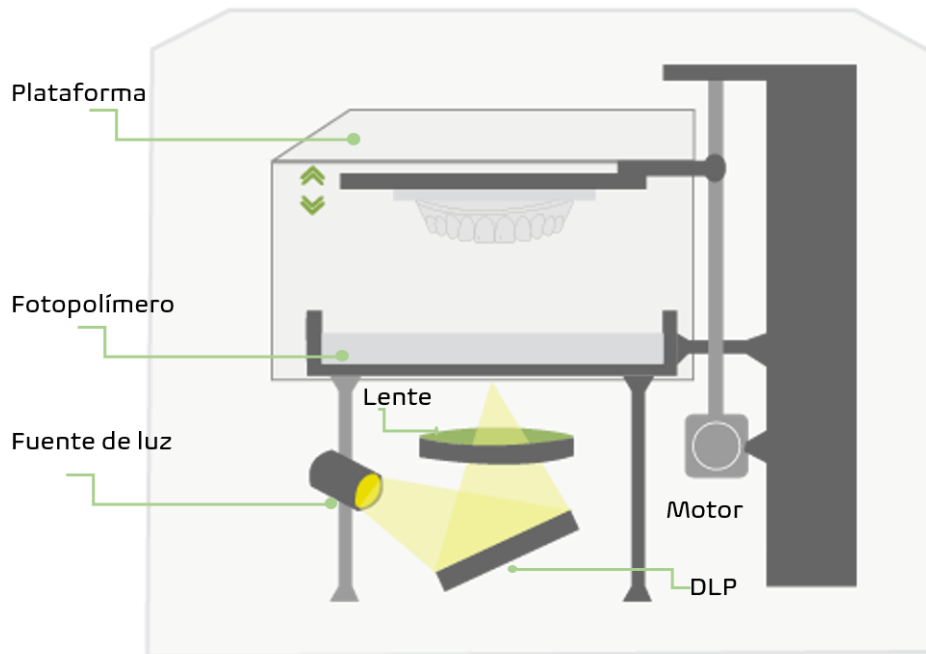


Fig. 2. Esquema de funcionamiento de DLP. Inspirado en esquema de aditively.com

III.1. c IMPRESIÓN DE CHORRO, O MATERIAL JETTING (MJ)

La tecnología MJ también se conoce como impresión polyjet, en la que una resina líquida se expulsa selectivamente de cientos de boquillas y se polimeriza con luz ultravioleta. Los polímeros curables con UV son aplicados donde se desee para el diseño virtual y debido a que se pueden utilizar múltiples boquillas de impresión, el material de soporte se deposita conjuntamente (23).

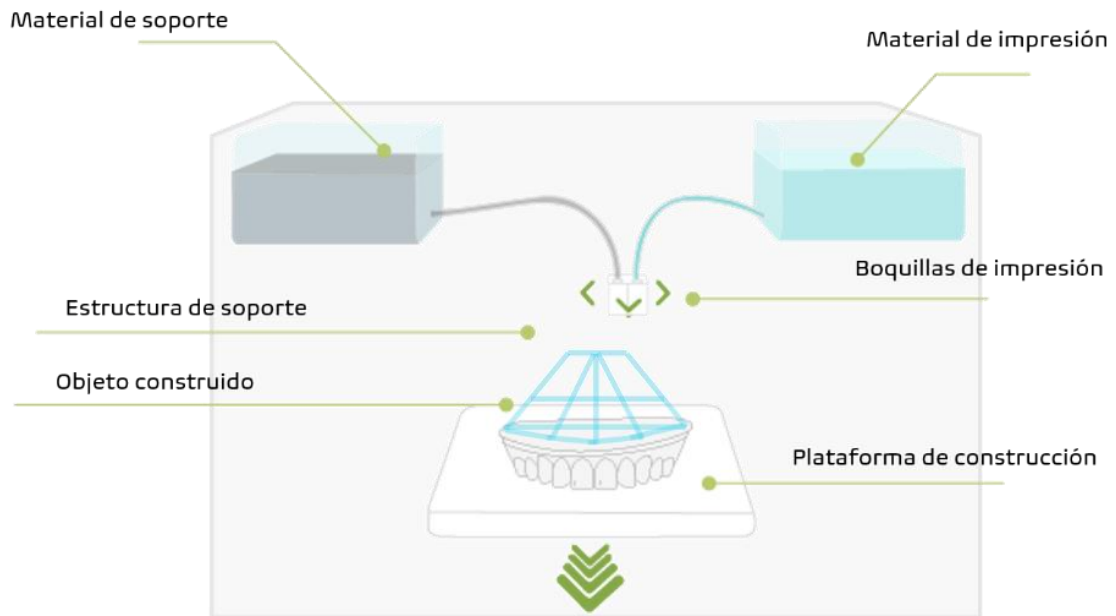


Fig 3. Esquema de funcionamiento de Material Jetting. Inspirado en esquema de aditively.com

III.1. d **BINDER JETTING**

Una máquina de chorro de aglutinante distribuirá una capa de polvo sobre una plataforma de construcción. Un agente de unión líquido se aplica a través de cabezales de impresión por chorro de tinta que unen las partículas entre sí. La plataforma de construcción se reducirá y la siguiente capa de polvo se extenderá en la parte superior. Repitiendo el proceso de colocación de polvo y unión, las partes se construyen en el lecho de polvo.(23)

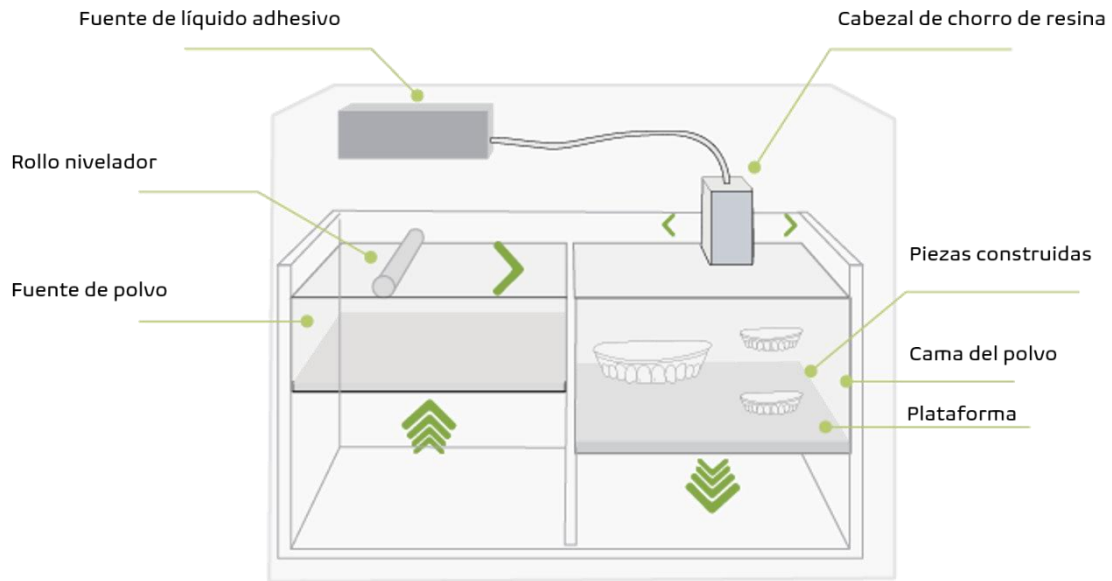


Fig 4. Esquema de funcionamiento de Binder Jetting. Inspirado en esquema de aditively.com

III.2 MODELADO DE DEPOSICIÓN POR FUSIÓN (FDM) Ó FABRICACIÓN DE FILAMENTOS FUNDIDOS (FFF)

Es el método de fabricación aditiva más común por ser el más simple. El objeto es creado mediante un filamento de plástico preformado que pasa a través de la boquilla calentada y se funde cuando está en contacto, mientras se va depositando gradualmente de forma estructurada hasta que el objeto está terminado.(23)

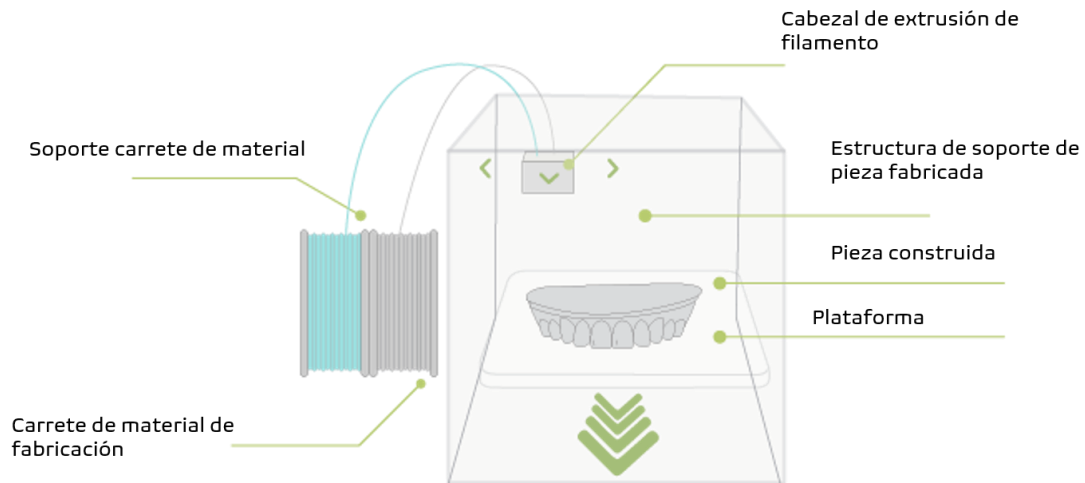


Fig.5. Esquema de funcionamiento de FFF. Inspirado en esquema de aditively.com

III.3 CAMA DE FUSIÓN DE POLVO O SELECTIVE LASER SINTERING (SLS)

La sinterización selectiva por láser (SLS) fue introducida poco después de la técnica SLA. Utiliza un pre-polímero termoplástico particulado de 30 a 90 μm , semi cristalino, que se precalienta inicialmente cercano al punto de fusión, para luego sintetizarlo, utilizando un láser controlado, es decir, un láser va a fundir y unir entre si las partículas del polvo.

Las impresoras SLS suelen ser grandes y costosas. En comparación con la estereolitografía y FDM, SLS no requiere estructuras de soporte ya que el polvo actúa como material de auto soporte, lo que permite construir geometrías complejas sin comprometer la estructura.(24)

Los soportes, son estructuras generadas automáticamente cuando se imprimen voladizos en 3D. Van a utilizarse como andamiaje para llegar a formar la impresión 3D en su totalidad. Estos permiten construir formas complejas mediante la creación de capas en algunos tipos de impresión 3D. También sirve como vías de enfriamiento para algunas porciones de la impresión.(26)

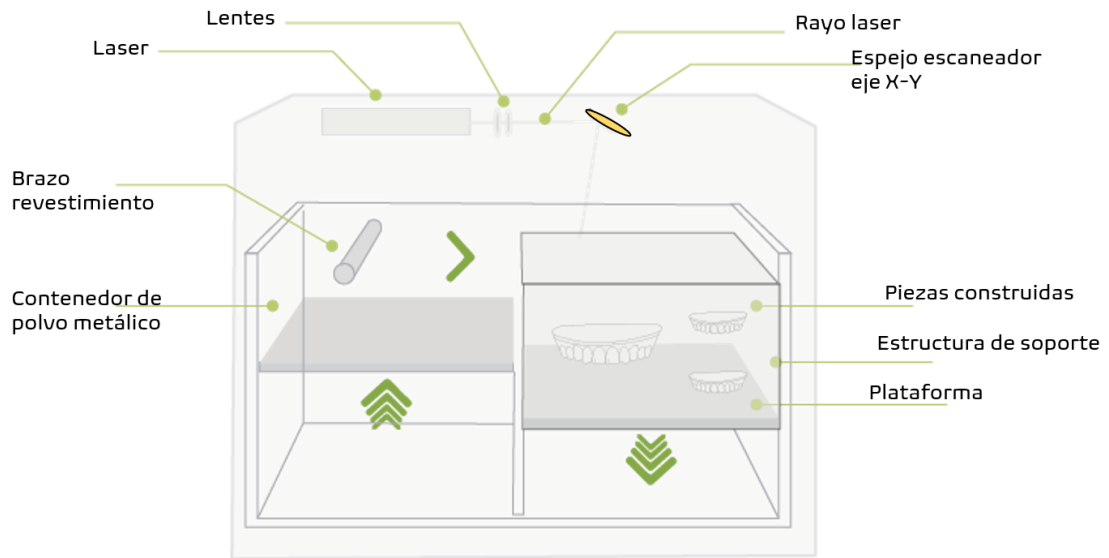


Fig 6. Esquema de funcionamiento de SLS. Inspirado en esquema de aditively.com

IV. LAVADO DE IMPRESIONES.

Una vez que el proceso de impresión 3D es finalizado, se debe realizar un lavado para disolver los restos de resina que no está polimerizada y se encuentra en la superficie del objeto (27).

Las formas para lograr esta limpieza pueden ser de tipo mecánico mediante la fuerza centrífuga o también se puede realizar con solventes químicos como el etanol, isopropanol, butil glicol y acetona considerando que al ser en su mayoría resinas derivadas de un metacrilato o ésteres acrílicos son insolubles en agua, pero sí en alcohol (28).

El lavado va a depender de las recomendaciones del fabricante, que puede ser también combinando la fuerza centrífuga y la limpieza química con solventes. El solvente más sugerido por las marcas comerciales es el alcohol isopropílico con una concentración del 90% o superior, Las ventajas del uso del alcohol isopropílico, es que es fácil de conseguir, es muy flexible en sus usos y tiene resultados muy confiables. Las desventajas podemos encontrar el olor que posee, es altamente inflamable y un poco más caro que el alcohol etílico (28).(27)

En un reciente estudio se comprobaron ventajas en el uso de un solvente llamado Yellow Magic (Bradley Systems) el cual se conforma de una mezcla de alcoholes de cadena larga como componente principal(28).

Otra alternativa es el éter monometílico de tripropilenglicol (TPM), el cual ha sido probado como una alternativa eficaz, sin embargo, esto se recomienda para resinas no biocompatibles (28).

Una vez que la pieza impresa está libre de impurezas y seco puede ser llevado al horno de postcurado, esto va a permitir que cada objeto presente un mejor grado de funcionalidad y detalle ya que el postcurado será más efectivo (27, 28).

V. RESINAS LÍQUIDAS PARA IMPRESIÓN 3D DE USO ODONTOLÓGICO

El desarrollo de las resinas 3D en el ámbito odontológico se ve reflejado en la amplia oferta de estos materiales en el mercado. Cada marca produce diferentes tipos de resinas adaptando las propiedades según el uso que se les quiera dar como material de uso extraoral o para uso intraoral.

V.1 RESINAS PARA USO EXTRAORAL

Resinas calcinables: Resina creada para la fundición (colado). Su principal ventaja es que el porcentaje de residuos en forma de cenizas es prácticamente nulo (inferior al 0.1 %), su comportamiento termoplástico proporciona una fusión en un amplio rango de temperatura (250 – 300 °C). Además, esta resina permite realizar un ciclo rápido de fundición, 30 minutos a 950 °C, en el cual la resina se quema por completo.

Resinas para modelos: Material con una dureza similar al PMMA, pero con un porcentaje menor de transparencia. Esta resina presenta la capacidad de recrear los modelos dentales con el tamaño y ajuste exacto, incluso en los casos que la complejidad de la pieza sea elevada. Presentan una elevada resistencia al calor, siendo estable de forma continua con temperaturas hasta 100 °C y hasta 180 °C en intervalos cortos de tiempo, lo que permite imprimir moldes para fundición en silicona fría, caliente o incluso moldes para resinas de dos componentes.

V.2 RESINAS PARA USO INTRAORAL

La administración de alimentos y medicamentos (FDA) de los Estados Unidos con su Departamento de Salud y Servicios Humanos controla y supervisa dispositivos médicos para determinar si son apropiados para uso comercial. De manera similar, la Unión Europea (UE) utiliza el marcado CE en dispositivos que cumplen con la normativa de la UE, lo que permite la comercialización del

producto en los países europeos (ISO 13485). De las resinas utilizadas en impresión 3D hay un número limitado de polímeros disponibles y aprobados para uso intraoral.(29)

Entre las propiedades para el uso intraoral: deben ser inodoras, no producir irritación y ser biocompatibles. La Biocompatibilidad se consigue al producir estas resinas con la misma materia prima que se emplea para materiales dentales de restauración, un fotopolímero que cumple con la norma ISO 10993.(30)

Entre las Resina para uso Intraoral existen:

Resinas para Cubetas individualizadas: Su principal característica es su rigidez con una baja densidad, lo que permite una impresión rápida

Bases de prótesis removibles: De color rosada, algunas marcas también tienen las resinas para imprimir los dientes por separado y sistemas adhesivos para unirlos.

Resinas traslúcidas: Es una resina con apariencia y dureza similar al PMMA, material desarrollado para imprimir piezas que se utilizan en aplicaciones dentales donde la transparencia es una de las necesidades más importantes. De baja densidad para tiempos cortos de impresión, además de facilitar el tiempo invertido en la limpieza de la impresora. La dureza y transparencia o baja coloración después del curado, hace de esta resina el material ideal para imprimir piezas para la programación de operaciones, alineadores de ortodoncia o guías quirúrgicas.

Resinas para coronas y puentes provisionarios: Los materiales provisionales disponibles en el mercado están aprobados por la FDA con una certificación CE de clase IIa (31) que constituye un riesgo bajo a medio, y estos dispositivos son certificados para ser instalados dentro del cuerpo entre 60 minutos y 30 días. Las propiedades mecánicas de estas resinas son muy elevadas: alta dureza, resistencia a la tracción, a la abrasión y al rayado; similar a PMMA y Bis acril, todo esto gracias al estar aleadas con elementos cerámicos o compuestos de micro rellenos (7, 32). Otra propiedad que deben cumplir es la estabilidad

química frente elementos como disolventes y productos inorgánicos corrosivos (ácidos y álcalis) (33). Son resinas que requieren además de sus características físicas, un mayor requerimiento estético, por lo que han debido desarrollar mejoras en su translucidez y opacidad, brillo y pulido, posibilidad de usar pigmentos o resinas compuestas para caracterizarlas, presentes en los tonos más comunes de la escala de colores VITA.

MARCAS DE RESINAS PARA PROVISIONALES DENTALES

Marca	Nombre Comercial
Harz Labs D	Dental Sand
Detax	Freeprint Temp
NextDent	C&B
NextDent	C&B MFH
NextDent	C&B Micro Filled Hybrid
GC	Temp Print
Por 3Dure	Gr17
Formlabs	Resin temporary CB
DSI 3D	Crown and bridge resin
Dentca	Denture teeth
DMG	Luxaprint Crown

Tabla 1. Marcas y nombre comercial de resinas líquidas para coronas y puentes provisionales en impresoras 3D

VI. GRADO DE CONVERSIÓN Y POSTCURADO.

El Grado de Conversión (GC) es la medida, en porcentaje, de enlaces dobles de carbono-carbono que se convierten en simples al polimerizar el material. El GC es un factor importante, que está relacionado con las características físicas y mecánicas, que a su vez depende de la calidad y cantidad de energía entregada al sistema a la hora de polimerizar. Son varios los estudios con los cuales se puede obtener este porcentaje. Sin embargo, el análisis por medio de espectroscopia infrarroja es uno de los procedimientos más utilizados. (15) (34)

El grado de conversión de una resina tiene gran importancia para la biocompatibilidad, estabilidad del color y optimización de sus propiedades mecánicas (8).

Aunque el uso actual de las resinas imprimibles 3D de fotocurado las categorice de bajo riesgo, las resinas de metacrilato pueden mostrar altos niveles de irritación o incluso citotoxicidad en estado no curado o parcialmente curado, la lixiviación del monómero u oligómero sin reaccionar como resultado de un bajo grado de conversión puede causar riesgos para la salud cuando están en contacto directo con el organismo. Con un menor grado de curado, más monómeros permanecen desvinculados y pueden filtrarse.(35)

En un reciente estudio se midió el grado de conversión del metilmetacrilato de la resina en cuerpos de prueba de resina imprimible mediante diferentes equipos de postcurado.

En esta investigación también se demuestra la amplia diferencia en el grado de conversión antes y después del proceso final de postcurado (8).

Grado de conversión (en % +- DS)

Antes de postcurado	Postcurado LC-3DPrint Box	Postcurado SHERAflash -light plus. SHERA	Postcurado Labolight DUO	Postcurado PCU LED
57.7+- 3.5	82.8 +- 4.1	93.9 +- 0.8	80.1 +- 1.6	81.70+- 2.2

Tabla 2 Comparación del grado de conversión alcanzado en los diferentes hornos (8)

Se concluyó que la elección del tipo de método de postcurado tiene un alto impacto en el grado de conversión del material de impresión 3D, siendo las muestras post curadas en SHERAflash-light plus. SHERA las que mostraron los valores más altos de conversión (8).

El grado de conversión alcanza un alto porcentaje una vez terminado el ciclo de postcurado, los valores estuvieron incluso por encima de los de materiales provisionales indirectos y materiales de restauración convencionales directos (8). Una explicación podría ser la ausencia de partículas de relleno dentro de la resina probada, ya que las resinas con menos relleno logran un Grado de Conversión mayor que las altamente rellenas. Otra explicación podría estar en la naturaleza misma de la fabricación como consecuencia del curado repetido en capas muy delgadas y el proceso de postcurado adicional (7).

VII. HORNOS DE POSTCURADO

El postcurado es una etapa obligatoria para asegurar que los materiales obtengan la mayor conversión posible del polímero, a través de esto, el monómero residual se reduce al mínimo y se obtienen las más altas propiedades mecánicas. Este procedimiento es un paso necesario para producir un producto final biocompatible.

Para este tratamiento existen diferentes marcas y modelos con el mismo objetivo, contener la estructura en una cámara cerrada donde se proporciona la luz necesaria para su polimerización completa(8, 36).

La radiación UV que necesita cada tipo de resina para su postcurado es indicada por el fabricante y dependerá de las características individuales de cada material en un rango entre los 300 y 700 nanómetros. Los mecanismos cómo se proporciona esta luz son variables: Luz Ultravioleta (UV), luz emitida por Diodo (LED), puede ser un haz continuo o intermitente (flashes). Cada marca también realiza mejoras para optimizar la luz mediante el uso de espejos reflectantes en sus paredes internas y una distribución estratégica de la fuente lumínica. Algunos modelos tienen un soporte giratorio automático para lograr la exposición

uniforme del material a la luz. Otra variación de ciertos hornos es hacer el ciclo con la cámara en Vacío o en Atmósfera de nitrógeno(8, 27, 36).

Los parámetros que inciden este proceso y que pueden regularse en algunos modelos o vienen predeterminados en otros más básicos son:

Tiempo: Los fabricantes de resinas recomiendan un tiempo de postcurado según el tipo de resina empleado y tamaño de la pieza puede variar entre 5 y 60 minutos. Piezas con mayor espesor, de menor translucidez, voluminosas y sólidas requieren un mayor tiempo.

Temperatura: Se requiere un control de la temperatura entre 40° y 80° variable según el tipo de resina. En general las resinas de mayor dureza y densidad que son también más resistentes al calor requieren temperaturas más altas.

Longitud de onda: Cada resina tiene una longitud de onda específica indicada por el fabricante, el rango fluctúa entre los 300 y 700 nanómetros.

Marcas	Tecnología	Duración	Longitud de Onda	Fabricante
LC-3DPrint Box	Luz Ultravioleta	30 minutos	Rango de 315 a 550 nm, peaks de aproximadamente 360 y 435 nm	NextDent (Soesterberg, Holanda)
Otoflash G171	Luz Flash, atmósfera de nitrógeno	Dos procesos de 2000 flashes	Rango de 300 a 700 nm, peaks de aproximadamente 480 y 530 nm	NK Optic (Baierbrunn, Alemania)
Labolight DUO	Luz emitida por Diodo (LED)	2 procesos de 3 minutos	Rango de 380 a 510 nm, peaks de aproximadamente 395 y 475 nm	GC Europe (Leuven, Bélgica)
PCU LED	Luz emitida por Diodo (LED) - Vacío	5 minutos	Peaks de aproximadamente 410 nm	Dreve (Unna, Alemania)

Tabla 3. Comparación entre dispositivos de postcurado con correspondiente tecnología, duración, longitud de onda y fabricante (6)

A continuación, algunos ejemplos de modelos de Hornos de postcurado disponibles en el mercado:

- Labolight DUO (GC)
- Labolight LV-III (GC)
- Otofash G171 / SHERAflash-light plus. SHERA
- Envisiontec, PCA 100
- Makex UV
- BB Cure
- Form Cure
- LC-3DPrint Box

HORNOS COSMÉTICOS

Se han utilizado por odontólogos improvisadamente e incluso algunas marcas de resinas líquidas para impresión 3D han sugerido como alternativa a los hornos de postcurado profesionales el uso de hornos de uso cosmético para realizar el proceso de postcurado.

Una de ellas es la Empresas Formlabs, la cual realizó un estudio comparando la el horno cosmético frente a un horno profesional para postcurar una pieza de Resina Clear V2 para férulas oclusales. Se utilizó para ello un horno cosmético con luces fluorescentes que producen luz a 365 nm que también calentaba la cámara. La luz de 365 nm fue correctamente absorbida por la resina, además de calentar las piezas mientras se realiza el postcurado. Experimentalmente se determinó que las propiedades mecánicas que puede obtener la Resina Clear V2 después de estar expuesta durante 120 minutos en un horno cosmético es del 92% respecto a las obtenidas durante el curado en el mismo periodo de tiempo en condiciones de 405 nm a 60°C en la TCC. Una clara diferencia entre las propiedades de estos dos procedimientos es la resistencia al impacto, las muestras curadas en horno cosmético tienen sólo un 62% de resistencia al impacto con respecto a muestras postcuradas a 405 nm y 60°C. Esto demuestra que un horno cosmético es una forma eficaz para postcurar las resinas Formlabs,

pero de ser necesario crear piezas con las mejores propiedades mecánicas, se debe considerar el uso de una cámara de curado que disponga de control de temperatura de calefacción y una fuente de luz de 405 nm. (28)

VIII. BIOCOMPATIBILIDAD Y CERTIFICACIÓN PARA USO DE RESINA IMPRIMIBLE COMO PRÓTESIS FIJAS PROVISIONALES

La incorporación de las resinas en impresión 3D al área biomédica han introducido nuevos retos regulatorios. Un dispositivo médico debe pasar primero un conjunto de normas y reglamentos designados por la Food and Drug Administration (FDA) antes de llegar al mercado general.

La Organización Internacional de Normas ISO ha publicado ISO 10993-1(37), un conjunto de normas para evaluar la biocompatibilidad de los materiales utilizados en la fabricación de dispositivos médicos. La FDA ha adoptado estos estándares y los hace cumplir dependiendo de qué aspectos son necesarios para la aprobación reglamentaria según la composición del material y su uso previsto.

(8)

Existen otras normas de consenso reconocidas por la FDA que abordan problemas de biocompatibilidad para tipos particulares de dispositivos, por ejemplo, ISO 7405 “Evaluación de la biocompatibilidad de dispositivos médicos utilizados en odontología”.

También existe ISO 10477: “Odontología, Materiales Poliméricos para coronas y carillas” que pone a prueba principalmente las propiedades físicas y mecánicas.

Los materiales están clasificados como Clase I, II o III basados en el riesgo y de ello depende el nivel de control necesario para evaluar la seguridad y eficacia. Los dispositivos de Clase I se consideran de bajo riesgo y se someten a controles generales por sí solos, Clase II o de riesgo medio que además de controles generales requieren de controles más específicos, mientras que los dispositivos de Clase III, se consideran de alto riesgo y están sujetos a los estándares más completos y rigurosos. Por ejemplo, en el caso de las guías quirúrgicas impresas en 3D califican como accesorio de implantes según la FDA, y estará sometido a controles como dispositivo Clase I al estar en contacto con mucosas por un tiempo breve. (8)

La FDA entrega clasificación de clase II a las resinas imprimibles como material para coronas y puentes provisionales, ya que constituye un riesgo bajo

a medio, y estos dispositivos están certificados para ser utilizados entre 60 minutos a 30 días (24).

Para autorizar la bioimpresión 3D se requiere un riguroso control y mayores exigencias, este término se refiere a las técnicas utilizadas para la fabricación en 3D de materiales biocompatibles, tejidos funcionales y órganos con un control preciso sobre la deposición de células. El desarrollo de la bioimpresión 3D ha llamado la atención en aplicaciones como la ingeniería de tejidos y la medicina regenerativa. Sin embargo, las resinas fotocurables disponibles hasta el día de hoy, están restringidas sólo para usos temporales debido a su limitada biocompatibilidad además de la biodegradación de los materiales poliméricos. (9)

IX. SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

Considerando que los provisorios confeccionados por impresión 3D se verán rodeados por un ambiente húmedo, es necesario estudiar su comportamiento en un medio acuoso, para ello se evaluará sorción y solubilidad.

La **sorción** es una propiedad donde las moléculas de agua se integran en la estructura del material modificando su volumen. Este fenómeno incluye la absorción y la adsorción. Absorción que se refiere a la penetración del agua a la parte más interna y es favorecida por porosidades y grietas del material, mientras que la adsorción es un fenómeno de acción por el exterior, donde el agua contacta solamente las capas superficiales.

La sorción de agua es un proceso que puede conducir a la **solubilidad**; ésta es la capacidad de una sustancia o cuerpos para disolverse cuando se mezclan con un líquido, también puede causar cambios dimensionales y afectar las propiedades fisicoquímicas.

La resina utilizada 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 dentales. (10) (38)

En la literatura, se informa que existe una correlación entre la hidrofilia de una matriz de resina y su solubilidad y que la composición de los materiales, en lugar de la calidad de la superficie, es responsable de los diferentes resultados de sorción y de solubilidad (39).

El agua absorbida por las resinas actúa como plastificante y puede provocar cambios de volumen, por lo que la evaluación de la absorción de agua también tiene relevancia clínica. Además, el monómero residual y otros subproductos solubles en agua se liberan en la cavidad oral pueden causar irritación de los tejidos; por lo tanto, se desea que estos materiales tengan baja solubilidad. (14)(38)

El agua degrada la interfaz entre relleno y matriz actuando como plastificante lo que podría provocar hinchazón y disminución de las propiedades mecánicas. Podría haber otros sitios de degradación generando rugosidad de la superficie siendo responsable de la decoloración extrínseca causado por alimentos, bebidas y tabaco. Estos procesos pueden conducir a resultados estéticos insatisfactorios (8).

Además de la absorción de agua, la solubilidad puede afectar a monómeros o rellenos sin reaccionar y potencialmente dañar los tejidos humanos. La degradación hidrolítica del complejo basado en metacrilato conduce a la formación de ácido metacrílico que puede disminuir el pH local y afectar negativamente las propiedades fisiológicas (39).

Según la norma ISO 4049: 2009 (40), para sorción de agua y solubilidad en agua de materiales basados en polímeros, la sorción se evalúa sumergiendo muestras secas en agua destilada durante 7 días y determinando la cantidad de absorción de agua por peso. Se especifica que la solubilidad debe determinarse pesando estas muestras después de secarlas una vez más a peso constante.

ISO 4049 sugiere que se deben usar cinco muestras para mediciones de sorción y solubilidad. Una prueba similar del Instituto Americano de Normas Nacionales (ANSI) incluso especifica que solo cuatro especímenes pueden ser suficientes (41).

X. HIPÓTESIS

La sorción y solubilidad son diferentes en resinas imprimibles para restauraciones provisionales sometidas al ciclo de postcurado en un horno profesional respecto de un horno cosmético.

XI. OBJETIVO DEL ESTUDIO

El objetivo de esta investigación fue evaluar sorción y solubilidad en resinas imprimibles que fueron sometidas al ciclo de postcurado en hornos diferentes (profesional y uno cosmético)

XII. MATERIALES Y MÉTODOS

Mediante el uso de una impresora 3D, (Monray, modelo S100, Los Ángeles, E.E.U.U. Fig.7.a) utilizando una resina imprimible para provisorios, color A3 (3D Materials Raydent C&B, Korea Fig. 8.c) fueron confeccionados 20 cuerpos de prueba de área circular (Fig. 8.a y 8.b). Fue medido el diámetro y espesor de cada uno de ellos con un pie de metro digital (Digital Vernier Caliper, Ubermann, Santiago, Chile) para la obtención del volumen individual en mm^3 (V). Así, los cuerpos de prueba fueron distribuidos aleatoriamente en dos grupos (n=10) determinados según los métodos de postcurado siguientes: 1. Unidad de curado profesional (SHERAflash-light plus. SHERA, Lemförde, Alemania Fig. 7.c) el que funciona con luz en una longitud de onda un de 300 a 700 nm y presenta un peak entre 480 y 530 nm. Fue utilizado solo el proceso de postcurado de luz, sin la alternativa de atmósfera de nitrógeno para equiparar condiciones; 2, unidad de curado cosmética, luz UV para esmaltes de uñas (Meline, China Fig. 7.b), con 24 focos UV/LED, de luz continua, presentando una longitud de onda de 365nm a 405 nm además de 4 focos infrarrojos terapéuticos de 660nm. Los cuerpos fueron sometidos a 1 ciclo de postcurado por cada lado durante 3 minutos, tanto en el horno profesional como cosmético. Al término de los primeros 3 minutos, los cuerpos fueron modificados de posición, quedando

la cara inferior dirigida hacia la luz y la cara superior hacia la base del horno. La metodología usada en este estudio fue basada en la especificación ADA n°. 27 y norma ISO 4049 (40).

Marca	Tecnología	Duración	Formato	Longitud de onda	Fabricante
Meline Lamp	LED	3 minutos	Continuo	365nm +405 nm	Meline
Sheraflash	Flash de luz	3 minutos	Flashes intermitentes	300 a 700 nm	Shera

Tabla 4. Comparación de longitud de onda de los 2 formatos de postcurado utilizados

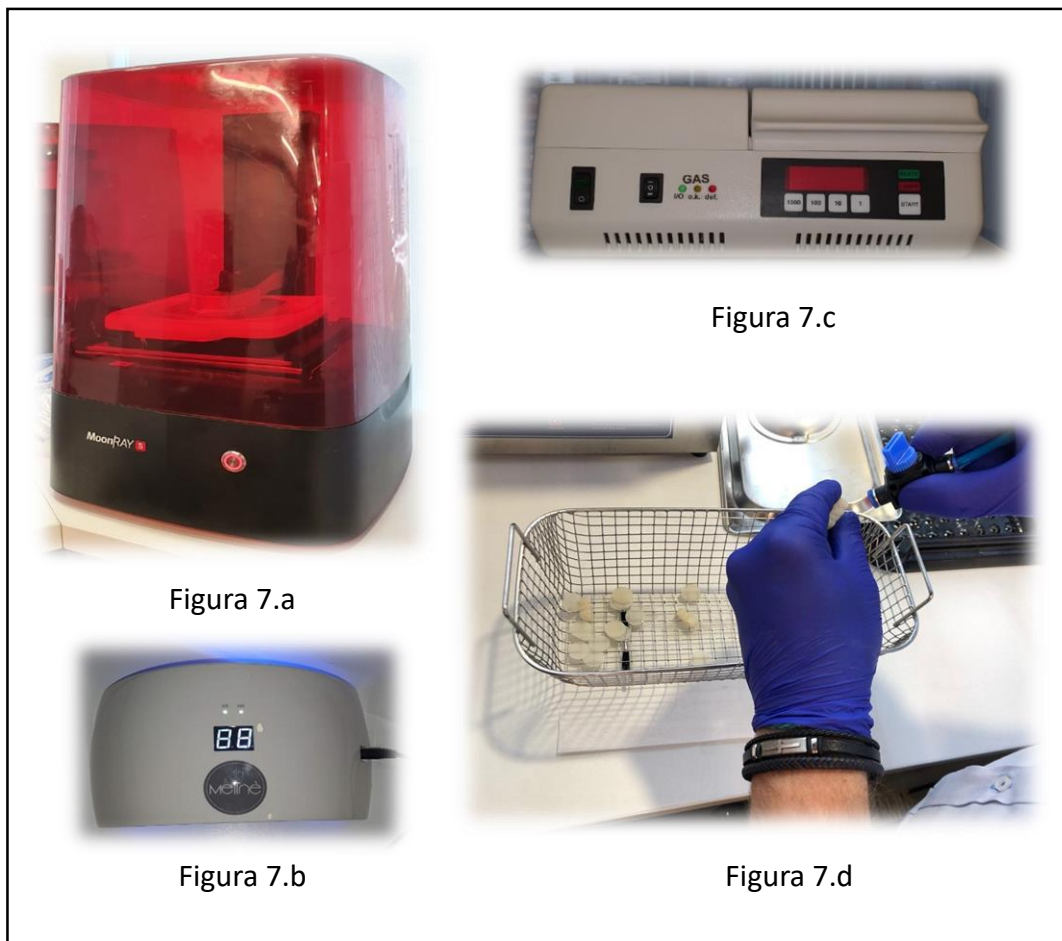


Fig 7.a: Impresora Moonray Formlabs. Fig. 7.b Horno Cosmético Meline. Fig7.c9. Horno de postcurado SHERAflash-light plus, Shera. Figura 7.d: Cuerpos de prueba en lavado con alcohol isopropílico.



Figura 8.a: Cuerpo de prueba sometido a ciclo de postcurado en horno *SHERAflash-light plus*. **Figura 8.b:** Cuerpo de prueba sometido a ciclo de postcurado en horno de cosmético *Meline*. **Figura 8.c:** Resina imprimible 3D *Materials Raydent C&B*

De esta manera, terminado el postcurado por un tiempo de 3 minutos según la indicación del fabricante, los cuerpos de prueba fueron deshidratados en un desecador al vacío con sílice coloidal hasta obtener un peso estable (M1) medido en una balanza analítica en unidad de gramos (AUX-220D, Shimadzu, Tokio, Japón). Luego, los cuerpos fueron sometidos a inmersión en agua destilada. Se registraron los pesos (M2) cada una hora durante las primeras 8 hrs. y luego cada 24 hrs. hasta completar 7 días. A continuación, se esperó hasta cumplir 14 días en inmersión para obtener el último peso y así observar la curva

de sorción acuosa presente en el polímero (gráfico 1). Finalmente, los cuerpos de prueba fueron nuevamente deshidratados en el desecador al vacío con sílice coloidal hasta estabilizar su peso (M3), para obtener 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 solubilidad (figura 9). Los datos de sorción fueron analizados con el Test de correlación lineal de Pearson ($\alpha = 0.05$) y la solubilidad con un test ANOVA de una vía ($\alpha = 0.05$).

$$\text{Sorción} = (m2 - m3)/V \quad \text{y} \quad \text{Solubilidad} = (m1 - m3)/V.$$

Fig 9. Fórmula utilizada para relación de masa perdida y obtención de la solubilidad de la matriz polimérica.

XIII. RESULTADOS

Ambos sistemas de postcurado generan polímeros con sorción acuosa que aumentan exponencialmente según el tiempo de inmersión (Gráfico 1). Sin embargo, se observa una variación significativamente mayor ($p=0.0428$) en la sorción acuosa de las resinas postcuradas con el horno cosmético (naranja), que aquellas polimerizadas con equipos de curado profesional (azul). Por otro lado, bajo el test de solubilidad (Gráfico 2) las resinas curadas en el horno cosmético muestran mayor pérdida de masa, observándose una diferencia significativa ($p=0.0422$) respecto de las resinas de polimerizadas en la unidad de profesional. Esto indicaría que la matriz polimérica obtenida en el horno cosmético es menos estable en humedad, lixiviando mayor cantidad de monómeros residuales al medio acuoso.

Se aprecia la diferencia de sorción, obteniéndose un $R^2 = 0.9133$ para los cuerpos polimerizados en horno cosmético y un $R^2 = 0.9129$ para los polimerizados en horno profesional.

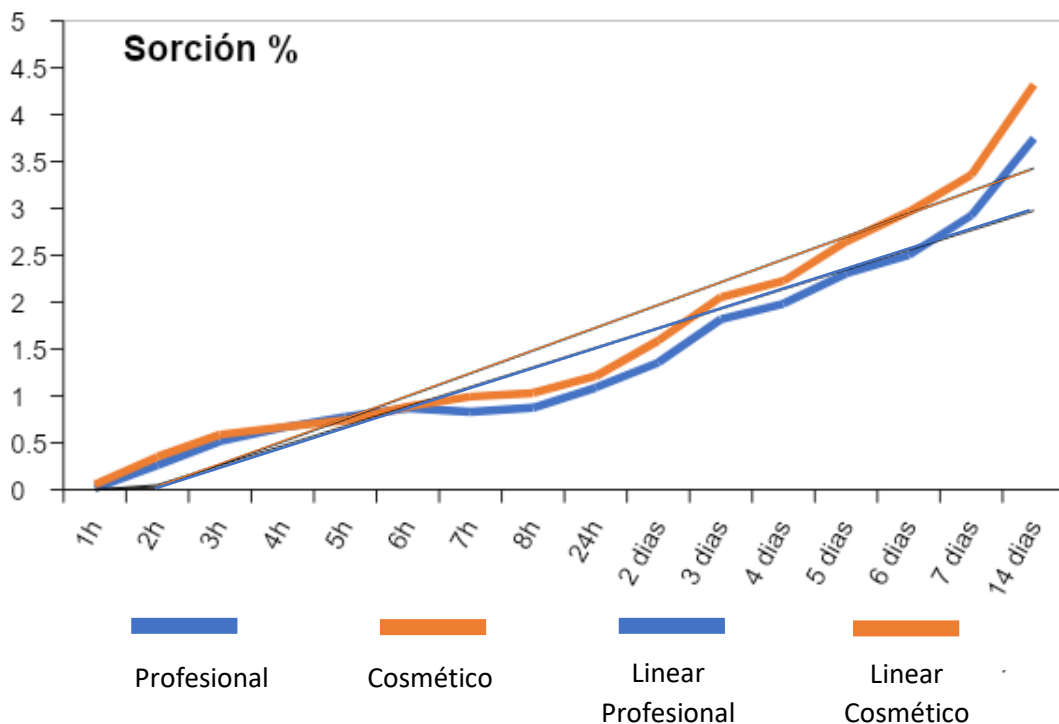


Gráfico 1: Gráfico de sorción en cuerpos de prueba polimerizados en horno de cosmético v/s horno profesional odontológico

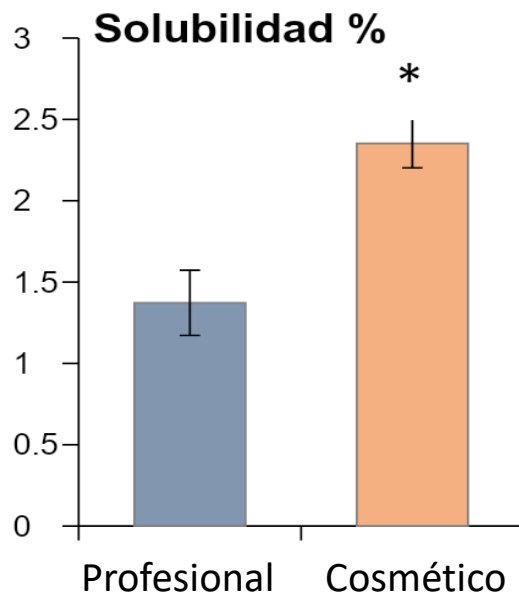


Gráfico 2: Gráfico de solubilidad en cuerpos de prueba polimerizados en horno cosmético v/s horno profesional odontológico.

XIV. DISCUSIÓN

El material utilizado para la confección de provisorios debe cumplir una serie de características biológicas y físicas además de satisfacer las necesidades estéticas. Entre las propiedades físicas se requiere de una suficiente resistencia a la flexión, tracción y compresión, también una aceptable microdureza que puede servir como indicador de densidad, de este modo, un material más denso debería ser más resistente al desgaste, al deterioro superficial y menor sería la tendencia a absorber placa bacteriana (32). Al ser estos parámetros inferidos de la sorción y solubilidad nuestros resultados se tornan relevantes y podemos rechazar la hipótesis nula ya que existieron diferencias estadísticas entre el postcurado realizado en un horno profesional y uno cosmético.

En todo polímero, dependiendo del uso que va a tener, la estructura puede verse afectada por la sorción y solubilidad. Al haber pérdida de monómeros se hace más poroso el material y este se va degradando con más facilidad especialmente en un medio acuoso como el intraoral, siendo perjudicial para la estabilidad del material en desmedro de sus propiedades físicas. Una solubilidad elevada y una sorción elevada como la presentada en el postcurado cosmético nos hace presumir un grado de conversión deficiente de los monómeros a polímeros con la consecuente liberación de monómeros residuales (41).

El desarrollo de las resinas líquidas para impresión ha ido incorporando mejoras en sus propiedades físicas, resistencia a la abrasión y disminución de la contracción de polimerización agregando cargas inorgánicas en su composición, las cuales podrían ser ventajas respecto a los materiales convencionales para provisorios como los PMMA que además durante su manipulación pueden quedar burbujas de aire atrapadas y disminuir así su resistencia (5). La resina Raydent C&B utilizada en este estudio ha sido creada para una impresión 3D precisa de coronas y puentes de uso temporal con favorables propiedades de resistencia a la abrasión y biocompatibilidad gracias a su composición química que mezcla monómeros basados en polímeros de acrilato de uretano de bajo peso molecular con bajos niveles de estabilizador, pigmentos y acelerador.

De acuerdo al glosario de términos prostodónticos, una restauración o prótesis provisional o provisoria es una prótesis fija o removible dental o maxilofacial, diseñada para mejorar estética, estabilización y/o función por un tiempo limitado, el que posteriormente será reemplazado por una prótesis dental o maxilofacial definitiva (42). De esta manera, a pesar de su tiempo limitado, estas propiedades no pueden verse afectadas al utilizar sistemas postcurados como los implementados con hornos cosméticos cuyas características técnicas pueden distar de los necesarios para un alto grado de conversión.

El uso de coronas provisorias en rehabilitación y en implantología son un proceso durante el tratamiento que no se puede obviar para obtener resultados óptimos. Con la aparición de las nuevas tecnologías de impresión por adición 3D, los provisionales son uno de los procesos que más se pueden beneficiar por su relación costo-beneficio, tiempo, exactitud y duración (43).

Existen diversos materiales utilizados en la actualidad que pueden ser utilizados para provisionalización, tales como la resina de polimetil metacrilato (PMMA), resina de polietil metacrilato (PEMA), Resina de polivinil metacrilato, resinas de composite bis acrílicas y uretanos dimetacrilatos curables con luz visible, con resultados ya probados y establecidos como funcionales, sin embargo, mediante este estudio, se puede considerar que además de lo ya existente, se pueden utilizar resinas imprimibles fotopolimerizables, postcuradas en horno recomendado por fabricante para obtener resultados aceptables en cuanto a sorción y solubilidad de los mismos y ser cuidadosos con la implementación de hornos cosméticos (43).

Sin embargo, es necesario realizar más pruebas respecto a otros aspectos, como lo son la estabilidad de color, la dureza, la resistencia a las cargas, la estabilidad dimensional, generación de calor, contracción de polimerización, para poder considerarlos como viables en el uso de estos como materiales provisionales a mediano y largo plazo, en comparación con lo obtenido con los materiales para provisionales de polimetil metacrilato (PPMA), los que muestran una elevada contracción de polimerización, gran sorción de agua y una alta generación de calor.(44) (43)

El proceso de impresión 3D no termina en la impresora propiamente tal, se ha demostrado que las etapas posteriores de lavado y postcurado juegan un rol importante en las propiedades finales de las resinas utilizadas (8, 27), cuando las resinas imprimibles son utilizadas en pacientes estas etapas cobran una importancia aún más relevante ya que la modificación del grado de conversión, dureza superficial, sorción y solubilidad podrían determinar el éxito o el fracaso del tratamiento realizado(36).

En la actualidad existe una gama amplia de hornos de postcurado que funcionan con tecnologías diferentes tanto en el tipo de luz, luz UV, luz led, flash de luz, como también en la atmósfera en la cual se realiza el proceso de postcurado, es así como algunos hornos trabajan con vacío, atmosfera de nitrógeno y otros solo con la luz (8, 27, 36). La posibilidad de controlar parámetros como tiempo de exposición, temperatura, longitud de onda, etc. permite lograr mejores resultados en el postprocesado de las resinas imprimibles. Este estudio, aisló la variable atmosférica de vacío para determinar la influencia de las fuentes de luz, por lo que es de esperar que el sistema profesional completo mejore aún más su performance.

Este estudio ha demostrado que existe una diferencia significativa entre realizar el postprocesado en un horno profesional como SHERA flash-light plus Shera o realizarlo en un horno cosmético (lámpara para uñas), en cuanto a sorción y solubilidad para la resina imprimible para provisorios Raydent C&B.

La importancia de seguir las indicaciones del fabricante para la impresión y postprocesado permiten que las resinas imprimibles tengan las propiedades descritas por el mismo, sin embargo se deben realizar más estudios que permitan determinar cómo se ven afectadas estas propiedades y que consecuencias podrían generar en los pacientes (45).

XV. CONCLUSIONES

1. Se ha demostrado en este estudio que la sorción y solubilidad son menores en el horno de postcurado SHERAflash-light plus. Shera, respecto a uno cosmético, por lo tanto, la calidad de la fuente lumínica es relevante para completar el proceso de curado de las resinas imprimibles y obtener las mejores características de la resina polimerizada. De este modo, orienta al operador a aplicar con rigurosidad este proceso previo al uso intraoral de un provisorio o de cualquier resina que deba permanecer largo tiempo en boca.
2. El menor porcentaje de sorción que arroja el proceso de postcurado del horno SHERAflash-light plus nos asegura un mejor comportamiento del material en un ambiente húmedo como el medio oral en cuanto a sus propiedades fisicoquímicas así como la estabilidad de color que puede ser determinante para decidir el uso de un provisorio en zonas de mayor demanda estética.
3. Un menor grado de solubilidad, generado por el proceso de postcurado en un horno profesional, nos entregará un material más biocompatible que no debería provocar irritación en los tejidos bucales.

XVI. SUGERENCIAS

1. Se necesitan más estudios que comparen cuerpos de prueba en forma de provisionales, que permitan evaluar sorción y solubilidad a largo plazo y evaluar en base a estos la posibilidad de utilizarlos como restauraciones provisorias o definitivas.
2. Son necesarios además otros estudios que comparen post curado con diferentes alternativas (marcas, modelos) para evaluar cuál de todos estos es el que logra mejores características, no solo de sorción y solubilidad, sino, también de estabilidad de color, propiedades mecánicas, infiltración bacteriana, etc.
3. Se hace necesario comparar el grado de conversión de la resina en cada uno de estos sistemas de postcurado para evaluar mejor las propiedades mencionadas anteriormente

XVII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dostalova T, Kasparova M, Kriz P, Halamova S, Jelinek M, Bradna P, et al. Intraoral scanner and stereographic 3D print in dentistry—quality and accuracy of model—new laser application in clinical practice. *Laser Physics*. 2018;28(12):125602.
2. Msallem B, Sharma N, Cao S, Halbeisen FS, Zeilhofer HF, Thieringer FM. Evaluation of the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Anatomical Mandibular Models Using FFF, SLA, SLS, MJ, and BJ Printing Technology. *J Clin Med*. 2020;9(3).
3. Diment LE, Thompson MS, Bergmann JHM. Clinical efficacy and effectiveness of 3D printing: a systematic review. *BMJ Open*. 2017;7(12):e016891.
4. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018;88(3):363-9.
5. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel)*. 2020;12(10).
6. Comisi JC. Provisional materials: advances lead to extensive options for clinicians. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(1):54, 6-9.
7. 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.
8. Reymus M, Lümckemann 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.
9. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985;1(1):11-4.
10. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater*. 2001;17(6):504-11.

11. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004;32(4):321-6.
12. Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent.* 2005;33(9):773-9.
13. Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent.* 2004;29(4):410-5.
14. 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.
15. 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.
16. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials.* 2005;26(33):6449-59.
17. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22(3):211-22.
18. Braian M, Jönsson D, Kevci M, Wennerberg A. Geometrical accuracy of metallic objects produced with additive or subtractive manufacturing: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2018;34(7):978-93.
19. ISO 17296-2:2015(en) Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock, (2015).
20. Chung YJ, Park JM, Kim TH, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. 3D Printing of Resin Material for Denture Artificial Teeth: Chipping and Indirect Tensile Fracture Resistance. *Materials (Basel).* 2018;11(10).
21. Xia J, Li Y, Cai D, Shi X, Zhao S, Jiang Q, et al. Direct resin composite restoration of maxillary central incisors using a 3D-printed template: two clinical cases. *BMC Oral Health.* 2018;18(1):158.
22. Revilla-León M, Fountain J, Piedra Cascón W, Özcan M, Zandinejad A. Workflow description of additively manufactured clear silicone indexes for injected provisional restorations: A novel technique. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(3):213-21.

23. 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.
24. 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.
25. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology.* 2020;108(3):331-8.
26. Cane P. Supports in 3D Printing: A technology overview [Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/supports-3d-printing-technology-overview/#fdm>].
27. Mayer J, Reymus M, Wiedenmann F, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Temporary 3D printed fixed dental prosthesis materials: Impact of post printing cleaning methods on degree of conversion as well as surface and mechanical properties. *Int J Prosthodont.* 2021.
28. Zachary Zguris P. How mechanical properties of SLA 3D prints are affected by UV curing [Available from: <https://solidperfil3d.com/wp-content/uploads/2017/03/How-Mechanical-Properties-of-SLA-3D-Prints-Are-Affected-by-UV-Curing-redu.-ES.pdf> (solidperfil3d.com)].
29. Linders PWJ. Setting Standards: ISO 13485: Challenges in Achieving High-Level Structure Compliance. *Biomedical Instrumentation & Technology.* 2020;54(1):68-70.
30. ISO 10993-1:2018(en), Biological evaluation of medical devices — Part 1: Evaluation and testing within a risk management process 2018 [Available from: <https://www.iso.org/obp/ui#iso:std:iso:10993:-1:ed-5:v2:e>].
31. REGLAMENTO (UE) 2017/745 DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO de 5 de abril de 2017 sobre los productos sanitarios, por el que se modifican la Directiva 2001/83/CE, el Reglamento (CE) n.o 178/2002 y el Reglamento (CE) n.o 1223/2009 y por el que se derogan las Directivas 90/385/CEE y 93/42/CEE del Consejo (2017).

32. Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(4):328-34.
33. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):468-75.
34. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials.* 11th ed. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003. xxv, 805 p. p.
35. Bagheri A, Jin J. Photopolymerization in 3D Printing. *ACS Applied Polymer Materials.* 2019;1(4):593-611.
36. Reymus M, Stawarczyk B. Influence of Different Postpolymerization Strategies and Artificial Aging on Hardness of 3D-Printed Resin Materials: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2020;33(6):634-40.
37. United States. Department of Health and Human Services, United States. Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health (U.S.). Use of International Standard ISO 10993-1, "Biological evaluation of medical devices - Part 1 : Evaluation and testing within a risk management process" : guidance for industry and Food and Drug Administration staff. Silver Spring, MD: Center for Devices and Radiological Health,; 2016. Available from: <http://www.fda.gov/downloads/medicaldevices/deviceregulationandguidance/guidancedocuments/ucm348890.pdf> Free Electronic Resource.
38. 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.
39. 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.* 2020;123(2):349-54.
40. International organization for standardization Committee: ISO/TC 106/SC 1. *Dentistry-Polymer-Based Restorative Materials (ISO 4049).* 4th ed. Geneva: Inter-national organization for standardization; 2009., (2009).
41. 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.

42. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5s):e1-e105.
43. Cha HS, Park JM, Kim TH, Lee JH. Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. J Prosthet Dent. 2020;124(3):387-94.
44. Patras M, Naka O, Doukoudakis S, Pissiotis A. Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. J Esthet Restor Dent. 2012;24(1):26-38.
45. Zachary Zguris P. How mechanical properties of SLA 3D prints are affected by UV curing: Formlabs; [Guía Formlabs para postcurado de resinas]. Available from: <https://solidperfil3d.com/wp-content/uploads/2017/03/How-Mechanical-Properties-of-SLA-3D-Prints-Are-Affected-by-UV-Curing-redu.-ES.pdf> (solidperfil3d.com).