



COMPARACIÓN ENTRE RESINAS IMPRESAS EN 3D Y ACRÍLICAS PARA PRÓTESIS DENTAL TOTAL IMPLANTOSOPORTADAS

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al
Título de Especialista en
Rehabilitación Oral

Residentes: Carolina González,
Juan Machuca,
Mauricio Morgado

Docente Guía: Dr. Francisco Bravo
Especialidad en Rehabilitación Oral

Valparaíso, Chile
2023

DEDICATORIA

A mi gran compañero, en las horas de trabajo, día y noche, con paciencia y mirada atenta, Finn. Y a mi madre, por su apoyo y confianza a la distancia.

Carolina González.

A mi esposa Nicole, por ser incondicional durante todo este proceso y viaje, a mis padres, hermanos, y amigos por ayuda en este proceso de formación profesional y personal.

Andrés Machuca.

AGRADECIMIENTOS

A nuestros docentes de investigación Dra. Issis Luque, Dr. Miguel Muñoz y nuestro docente guía Dr. Francisco Bravo.

ÍNDICE

Introducción.....	1
Marco teórico.....	3
Características físicas y químicas de las prótesis dentales	4
Resistencia a la flexión	6
Impresión 3d en odontología.....	7
Tipos de impresión 3d.....	7
Esterolitografía (sla).....	8
Procesamiento digital de luz o digital light processing (dlp).....	9
Impresión de chorro, o material jetting (mj).....	10
Impresión con tecnología lcd	10
Wash o lavado de impresiones	12
Cure o postcurado.....	12
Grado de conversión y postcurado	13
Prótesis dentales impresas en 3d	14
Ventajas de las prótesis dentales impresas en 3d.....	14
Limitaciones y desventajas	15
Propiedades mecánicas de prótesis impresas 3d	16
Pregunta de investigación	18
Objetivos	19
Objetivo general:.....	19
Objetivos específicos:	19
Materiales y métodos	20
Diseño de búsqueda	20

Estrategia de búsqueda:	20
Criterios de inclusión:.....	22
Criterios de exclusión:.....	22
Resultados	23
Discusión.....	29
Conclusión.....	34
Referencias bibliográficas	35
Anexos	42

RESUMEN

Los avances en la tecnología en los últimos años han ocurrido a una velocidad acelerada. De esta misma manera, en la odontología moderna, se han obtenido muchas ventajas de procesos que no fueron pensados para ésta, siendo uno de ellos el uso de las impresoras 3D. Actualmente la impresión 3D se utiliza para múltiples tratamientos dentro de la odontología que hace algún tiempo eran realizados con métodos analógicos. El uso de impresoras 3D y de materiales poliméricos poco a poco están siendo utilizados en odontología para la rehabilitación de casos de mayor complejidad, incluyendo rehabilitaciones protésicas. Para conocer más del comportamiento de estos materiales, el objetivo de esta investigación fue comparar las propiedades mecánicas y la resistencia a la fractura de las prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas impresas en 3D frente a las elaboradas con resinas de termocurado. Para esto, se realizó una revisión bibliográfica, donde se recopiló estudios de las bases de datos: PubMed, Scopus y Web of Science, mediante la estrategia de llave de búsqueda. Se realiza el análisis de los valores de resistencia a la flexión y resistencia al impacto, como propiedades de mayor interés frente a la vulnerabilidad a la fractura. Se obtuvo como resultado que las resinas impresas presentan valores similares frente a las resinas de termocurado. En conclusión, las resinas impresas en 3D demuestran tener propiedades mecánicas adecuadas para considerarlo como una alternativa para tratamientos protésicos, sin embargo se necesita de más investigación y nuevos estudios acerca de la resistencia mecánica de prótesis impresas implantosoportadas.

PALABRAS CLAVE: Resinas impresas 3D, Acrílico termocurado, Resistencia a la flexión, Resistencia al impacto, Resinas acrílicas.

INTRODUCCIÓN

La tecnología 3D y la fabricación aditiva se ha introducido a diversos sectores e industrias, ofreciendo ventajas significativas en términos de productividad, costos, personalización y plazos de fabricación y la odontología no ha sido la excepción.(1)

La odontología digital se instaura cada vez más en la práctica clínica y las necesidades de los odontólogos plantean nuevos desafíos para las tecnologías y materiales de fabricación aditiva que tienen actualmente un futuro prometedor y se encuentran en avance debido a su potencial para aplicaciones en diversas áreas.

Las ventajas de los métodos aditivos (reducción de productos de desecho, reutilización de materiales, producción en un tiempo más corto, etc.) podría reemplazar a los métodos sustractivos en el futuro.

Para poder utilizar estos métodos de forma específica, se requiere más trabajo en el área de desarrollo y ensayo de materiales, como por ejemplo el estudio de sus propiedades mecánicas.(2)

La impresión 3D se ha utilizado para crear una amplia gama de dispositivos dentales, como guías quirúrgicas, coronas provisionales, férulas dentales y bases para dentaduras postizas. Las resinas imprimibles consisten en monómeros líquidos termoestables fotosensibles.(3)

Las prótesis dentales removibles se fabrican comúnmente de forma convencional mediante el vertido de una resina fluida y técnicas de relleno de moldes (moldeo por compresión e inyección). En los últimos años, las tecnologías de diseño y fabricación asistida por computadora han permitido la fabricación de prótesis removibles, bases de registro y sobredentaduras implantosoportadas con procedimientos sustractivos (fresado) o aditivos (impresión 3D). En comparación con el flujo de trabajo tradicional,

el flujo de trabajo digital reduce el tiempo, el costo, los pasos de procesamiento, y aumenta la precisión.(1)

Gracias a la baja sensibilidad técnica, la alta precisión y la estabilidad del método de estas técnicas, las operaciones del laboratorio dental se han vuelto más predecibles y eficientes en el tiempo. Sin embargo, la impresión 3D se distingue del fresado sustractivo por su capacidad para generar múltiples geometrías complejas al tiempo que minimiza el material de desecho innecesario.(3)

Las prótesis completas son el tratamiento de elección para pacientes desdentados totales, y a lo largo del tiempo el polimetacrilato de metilo (PMMA) ha sido el material más usado para confeccionarlas debido a su facilidad de manipulación, agradables resultados cosmético-estéticos y costo accesible.

Con la aparición de los implantes se ha podido mejorar la retención de las dentaduras postizas, la eficiencia masticatoria, la máxima fuerza de mordida y la satisfacción del paciente al mismo tiempo que se minimiza la reabsorción de la cresta residual.

En evaluaciones a largo plazo, las sobredentaduras demostraron altas tasas de supervivencia, pocas complicaciones, alta satisfacción del paciente y parámetros biológicos favorables.(4) Sin embargo, por otro lado, considerando la mayor fuerza oclusal ejercida por el soporte del implante, que puede superar el límite elástico del material, la fractura de la sobredentadura durante el funcionamiento es frecuente en la práctica clínica (5, 6). La mayoría de las fracturas se notaron en el área más delgada de la base de la dentadura que rodea el pilar.(6) Si bien se ha informado sobre la resistencia a la flexión de los materiales base de las dentaduras impresas en 3D, según el conocimiento de los autores, la información sobre la resistencia a la flexión de las sobredentaduras implantosoportadas impresas en 3D no está disponible en la literatura.(3, 7)

MARCO TEÓRICO

Las resinas acrílicas son materiales basados en polímeros elaborados con ácido acrílico o estructuras derivadas de éste, particularmente obtenidas mediante la polimerización de ésteres del ácido acrílico o ácido metacrílico. Las resinas acrílicas fueron desarrolladas en 1937 y utilizadas en el área de la Odontología a partir de 1940 como bases para prótesis dentales totales.(8) La resina acrílica en estado natural es clara e incolora con facilidad de teñirse, esta propiedad la hace idónea para que se le dé el color y tono de las estructuras de la boca.(9) Deben cumplir una serie de requisitos:

1. Translucidez para reemplazar estéticamente los tejidos bucales.
2. No presentar cambios de color después de su procesado, ni en el medio externo o intrabucal.
3. Buena estabilidad dimensional.
4. Resistencia mecánica y abrasión adecuada para su uso.
5. Impermeabilidad a tejidos orales, sin sabor ni olor desagradables.
6. Poseer una superficie que se limpie con facilidad.
7. Biocompatible.
8. No presentar corrosión, ablandamiento ni solubilidad ante fluidos orales.
9. Poco peso específico y conductividad térmica relativamente alta.
10. Ser fáciles de reparar en caso de fractura.
11. Fácil procesado y manipulación.

Una desventaja de la resina acrílica es el monómero residual, que corresponde al monómero sin reaccionar que queda después de que se complete la polimerización. Estudios han demostrado los efectos adversos del monómero residual sobre las propiedades mecánicas y físicas de las resinas acrílicas. Se ha demostrado que el monómero es tóxico, irritante para la mucosa oral y puede causar reacciones alérgicas en el tejido oral. De acuerdo con ISO 20795-1: 2013, el contenido máximo de

monómero residual no debe exceder 2.2% para resina acrílica termopolimerizada y 4.5% para resina acrílica autopolimerizada.(10) El monómero residual restante en resina acrílica polimerizada por calor que no se extrae puede explicarse por la teoría de monómeros no extraíbles, en la que el monómero residual sigue atrapado en moléculas de cadena polimérica larga después de varios tratamientos de reducción de monómeros. La resina acrílica es ampliamente utilizada en prótesis, como material base de dentadura y para coronas provisionales.(11) La resina acrílica de base de dentadura se utiliza para soportar dientes artificiales que reemplazan los dientes que faltan, y las coronas provisionales se utilizan para proporcionar cobertura inmediata de un diente preparado para proteger la pulpa de irritación térmica y química, mantener el diente en posición, mantener la función oclusal y a la vez mantener la estética antes de que se entregue la corona definitiva. La resina de base de dentadura y las coronas provisionales se fabrican usualmente mediante la polimerización de partículas de polvo de polimetilmetacrilato (PMMA) prepolimerizado mezcladas con monómero de metacrilato de metilo (MMA). Cuando se ha producido polimerización, el monómero que queda en la resina acrílica se conoce como monómero residual (Anexo 1). El metilmetacrilato (MMA), monómero utilizado para la polimerización química de la resina acrílica, es un material en estado líquido a temperatura ambiente. Un método para disminuir el monómero residual es el uso de microondas. Las microondas estimulan las moléculas de MMA en el interior de la resina acrílica para que se orienten en un campo electromagnético a una frecuencia de 2450 MHz. De esa forma numerosas moléculas son agitadas rápidamente y generan calor por la fricción molecular. Los radicales son entonces capaces de reaccionar con los monómeros libres iniciando el proceso de polimerización.(12)

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS Y QUÍMICAS DE LAS PRÓTESIS DENTALES

a. Absorción de agua y solubilidad: la absorción de agua y solubilidad puede variar de un material al otro, pero comparativamente entre las resinas acrílicas y las resinas

de polivinilo, la solubilidad o sorción de agua es mayor en las resinas acrílicas, aunque clínicamente es insignificante.

b. Resistencia a los ácidos, bases y solventes orgánicos: la resistencia de ambos plásticos a ácidos y base débiles es buena. Las bases de PMMA son resistentes a los solventes orgánicos y más resistentes que las de polivinilo. Son solubles en el propio monómero, cloroformo, hidrocarburos aromáticos como ésteres y cetonas (acetofenonas y benzofenonas). El alcohol produce agrietamiento de las prótesis. Por lo tanto, debe evitarse su limpieza y almacenamiento en soluciones que contengan alcohol.(13)

c. Facilidad de procesado: ambos materiales tienen un procesado diferente. Las resinas acrílicas se procesan por moldeado, mientras que las resinas de polivinilo acrílico se procesan por el método de inyección. Ambos procesos son relativamente fáciles de realizar.(14)

d. Adhesión: la adhesión de ambos materiales a la porcelana es pobre y la retención se realiza mecánicamente. Se puede aumentar la adhesividad tratando los dientes de porcelana con un agente de unión como la metacriloxipropiltrimetoxisilano.(15)

e. Estética: las propiedades estéticas de ambos materiales son buenas, aunque no igualan totalmente las características de los tejidos gingivales, siendo la estabilidad de color de las resinas acrílicas mejor que las de las resinas de polivinilo acrílico.(16)

f. Sabor - olor: son insípidas e inodoras.(16)

g. Translucidez: son translúcidas a los rayos x (radiolúcidas). (17)

h. Dureza: la dureza knoop, media para ambos polímeros, tienen valores similares.(18)

i. Conductibilidad térmica: ambos plásticos son pobres conductores térmicos al compararse con los metales. Aunque los valores de conductibilidad térmica de las resinas acrílicas son ligeramente superiores, estos valores son insignificantes desde el punto de vista clínico(19). Sin embargo, esta condición es importante desde el punto de vista técnico y, en consecuencia, se deben evitar altas temperaturas de polimerización o procesado muy rápido, porque produce porosidades debido a que el calor no llega a todas las partes de las prótesis y el monómero residual se evapora.(20)

j. Calor específico: los calores específicos para ambos polímeros.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Es definida como la resistencia máxima que un cuerpo puede soportar antes de su deformación permanente o fractura. La insuficiencia de flexión de la base de la prótesis de PMMA se considera que es la principal forma de fracaso clínico.(21) Las prótesis dentales se someten a diversas condiciones tales como fuerzas durante la masticación, cambios drásticos de temperatura, humedad y ambiente ácido de la cavidad oral. Por lo tanto, es importante que un material protésico posea una resistencia a la flexión adecuada.(13) Una mejor comprensión de las propiedades mecánicas de los materiales odontológicos permite tomar una mejor decisión al seleccionar un material para un uso clínico determinado. Conocer el módulo de elasticidad y la resistencia a la flexión son dos propiedades físicas imprescindibles para comparar los materiales de las bases para prótesis porque reflejan las tensiones complejas aplicadas a la prótesis durante la masticación y proporciona una indicación de la rigidez de los materiales, permitiendo un cierto grado de deformación, pero sin perder su forma original de manera definitiva.(14)

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.(22)

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),(23) 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.(24, 25)

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.(26)

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.(27) 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. (28)

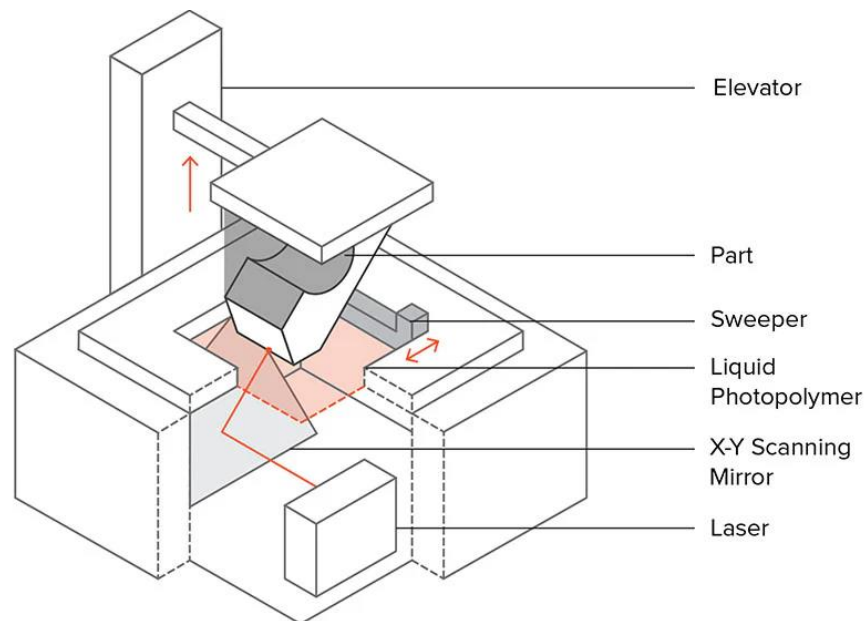


Figura 1. Esquema de funcionamiento de SLA. Inspirado en esquema de aditively.com

PROCESAMIENTO DIGITAL DE LUZ O DIGITAL LIGHT PROCESSING (DLP)

Creada en 1987, el procesamiento de luz digital (DLP) se considera 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.(27, 28)

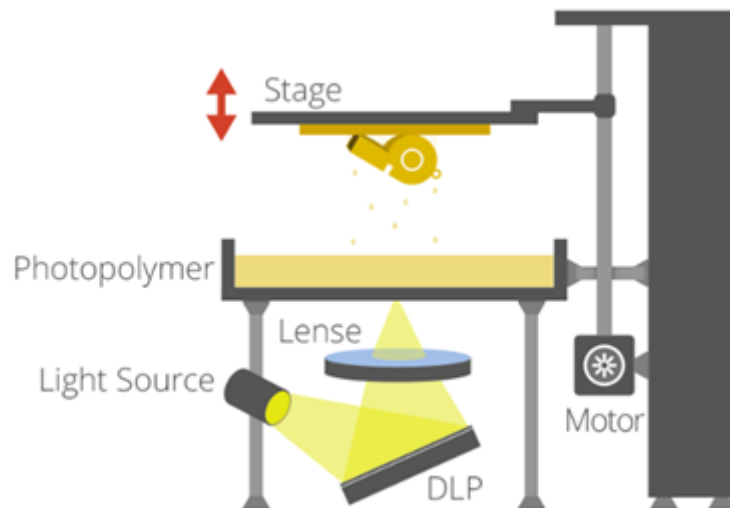


Figura 2. Esquema de funcionamiento de DLP. Inspirado en esquema de aditively.com

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. (26)

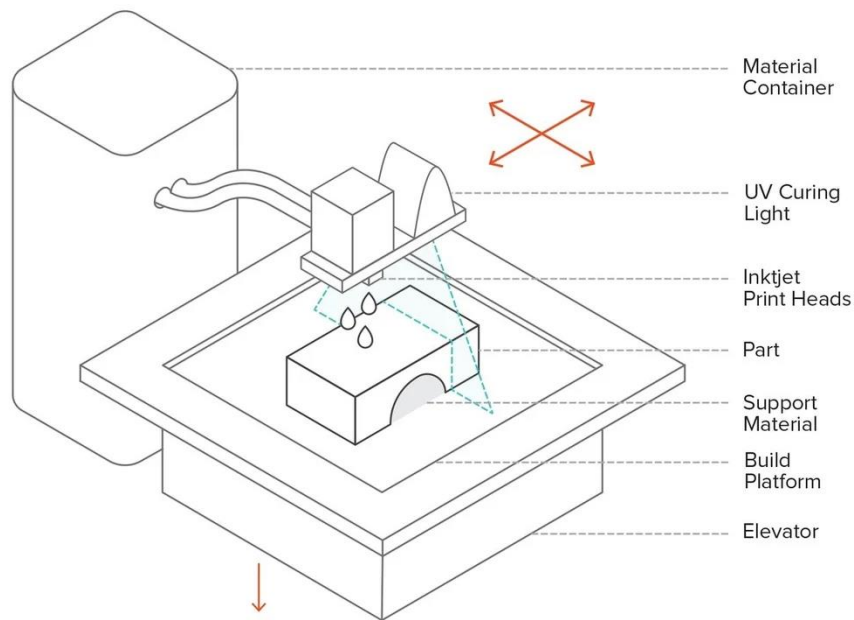


Figura 3. Esquema de funcionamiento de la impresión a Chorro/Jetting.

IMPRESIÓN CON TECNOLOGÍA LCD

La tecnología LCD, relativamente nueva en comparación con la DPL, utiliza una pantalla de cristal líquido para bloquear o permitir la luz en diferentes áreas de la resina fotosensible. A medida que la luz pasa a través de los píxeles de la pantalla LCD, cura la resina y crea capas sucesivas del objeto impreso. (29)

Esta tecnología utiliza una fuente de luz diferente: en este caso, la luz ultravioleta proviene de una matriz de LED que brilla a través de una pantalla LCD que destella capas completas en el tanque de resina.

La calidad de la capa depende de la resolución de la pantalla: cuanto mayor sea la densidad de píxeles de la pantalla LCD y cuantos más píxeles tenga la impresora de resina, mejor será la calidad de impresión, algo de lo que DLP carece debido a su tecnología de proyección.

La fuente de luz de las impresoras LCD incide directamente en el área de construcción de forma paralela, al iluminarse toda la pantalla a la vez, la luz se filtra por los bordes. Además, hay que tener en cuenta que las pantallas LCD deben reemplazarse con frecuencia para mantener la calidad de la impresión. (26)

La impresión LCD es una técnica rentable para obtener piezas funcionales grandes y detalladas.

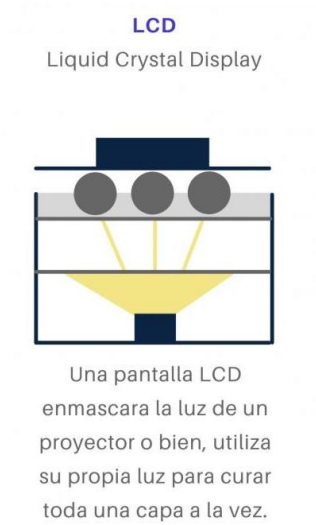


Figura 4. Esquema de funcionamiento de impresión LCD.

WASH O 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.(30)

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.(31)

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.

CURE O 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.(25)

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.(32)

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.

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.

El grado de conversión de una resina tiene gran importancia para la biocompatibilidad, estabilidad del color y optimización de sus propiedades mecánicas.(25)

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.(33)

PRÓTESIS DENTALES IMPRESAS EN 3D

Las prótesis dentales impresas en 3D son dispositivos protésicos dentales que se diseñan digitalmente en una computadora utilizando software de diseño asistido por computadora (CAD) y se imprimen mediante una impresora 3D. La impresión en 3D de prótesis dentales implica la utilización de materiales duraderos y biocompatibles, lo que permite la fabricación de prótesis dentales personalizadas con una alta precisión y calidad.

Las prótesis dentales impresas en 3D se fabrican mediante un proceso que consta de tres etapas principales: diseño asistido por computadora (CAD), impresión en 3D y acabado. El proceso de fabricación de prótesis dentales impresas en 3D se realiza de la siguiente manera.

Ventajas de las prótesis dentales impresas en 3D

Las prótesis dentales impresas en 3D ofrecen diversas ventajas en comparación con las prótesis dentales tradicionales, incluyendo:

- Precisión y exactitud

La impresión en 3D permite una mayor precisión y exactitud en la fabricación de prótesis dentales, lo que se traduce en una mejor adaptación y ajuste en la boca del paciente.

- Tiempo de producción reducido

La impresión en 3D permite la fabricación de prótesis dentales en un corto período de tiempo, lo que permite a los pacientes obtener una prótesis dental en un período de tiempo mucho más corto en comparación con las prótesis dentales tradicionales.

- Personalización y adaptación

Las prótesis dentales impresas en 3D se pueden personalizar para adaptarse a las necesidades específicas de cada paciente, lo que garantiza un ajuste y comodidad óptimos.

- Materiales de alta calidad

Las prótesis dentales impresas en 3D se fabrican con materiales de alta calidad que son duraderos y resistentes a la corrosión, lo que garantiza una larga duración y una apariencia natural.

- Costo efectivo

La impresión en 3D reduce los costos de producción y, por lo tanto, las prótesis dentales impresas en 3D son más económicas que las prótesis dentales tradicionales.

Limitaciones y desventajas

A pesar de las ventajas de las prótesis dentales impresas en 3D, también existen algunas limitaciones y desventajas que se deben tener en cuenta. Estas incluyen:

- Limitaciones técnicas

La impresión en 3D de prótesis dentales todavía tiene algunas limitaciones técnicas, como la necesidad de escaneos y modelos precisos para garantizar la precisión y calidad de la prótesis dental.

- Limitaciones clínicas

Las prótesis dentales impresas en 3D todavía se enfrentan a algunos desafíos clínicos, como la necesidad de una buena higiene oral y una supervisión clínica adecuada para garantizar la salud bucal a largo plazo.

- Costo inicial de la inversión

La impresión en 3D de prótesis dentales todavía requiere una inversión significativa en tecnología y capacitación, lo que puede aumentar los costos iniciales para los proveedores de atención médica y los pacientes.(34)

PROPIEDADES MECÁNICAS DE PRÓTESIS IMPRESAS 3D

Un polímero tiene resistencia a la flexión si es capaz de soportar cargas que provoquen momentos flectores en su sección transversal. También está la resistencia al impacto (tenacidad). Una muestra tiene resistencia al impacto si es fuerte cuando se la golpea agudamente de repente, como con un martillo. Para definir lo que significa ser resistente se presentará el ejemplo de la resistencia a la tracción: se toma la muestra y se trata de estirla axialmente. Generalmente esta operación se ejecuta en máquinas tipo prensa. Esta máquina simplemente sujeta cada extremo de la muestra y luego procede a alargarla. Mientras dura el alargamiento de la muestra, va midiendo la fuerza (P) que está ejerciendo. Cuando se conoce la fuerza que se está ejerciendo sobre la muestra, se divide ese número por el área (F) de su sección transversal; el resultado es la tensión que está experimentando la muestra:

$$P / F = \text{Tensión } (\sigma)$$

La tensión requerida para romper la muestra representa la resistencia a la rotura del material a la tracción. De igual forma ensayos similares pueden ser ejecutados para medir la resistencia a la rotura por compresión y flexión. En todos los casos, la resistencia es la tensión necesaria para romper la muestra. En el Sistema Internacional de Unidades (SIU) las tensiones se expresan en megapascales (MPa): 1 MPa = 106

$\text{N/m}^2 = 1 \text{ N/mm}^2 = 100 \text{ N/cm}^2$, aunque en algunos casos se expresan en gigapascales (GPa): $1 \text{ GPa} = 103 \text{ MPa}$. (35)

Factores que influyen en la resistencia a la flexión:

Los factores que podrían afectar la resistencia a la flexión de la resina impresa en 3D se pueden clasificar en factores de preimpresión, impresión y post impresión. Los factores de preimpresión implican la adición de agentes de refuerzo a la resina impresa en 3D. Los factores de impresión incluyen parámetros de impresión, como la orientación de la impresión, el grosor de la capa, el uso de un tercero y la ubicación de los objetos impresos en la plataforma de impresión. Los factores de post impresión incluyen los parámetros de postcurado (tiempo, temperatura y unidad de curado), tiempo de post enjuague, métodos de acabado y pulido, y almacenamiento. (18)

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas de impresión 3D en comparación a la resina acrílica?

OBJETIVOS

Objetivo General:

- Analizar la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas de impresión 3D en comparación a la resina acrílica de termocurado.

Objetivos Específicos:

- Analizar la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas de impresión 3D.
- Analizar la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas acrílicas de termocurado.
- Comparar la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas de impresión 3D en comparación a resinas acrílicas de termocurado.

MATERIALES Y MÉTODOS

DISEÑO DE BUSQUEDA

Este proyecto de tesis buscó responder a la pregunta de investigación: ¿Cuál es la resistencia a la fractura de prótesis totales implantosoportadas elaboradas con resinas de impresión 3D en comparación a la resina acrílica? Para esto, se realizó una revisión bibliográfica, donde se recopiló estudios de las bases de datos: PubMed, Scopus y Web of Science (WOS).

En una primera instancia a partir de la pregunta de investigación, se utilizaron los siguientes términos de búsqueda mediante términos MESH (“Denture, Overlay” - “Stress, Mechanical” - “Acrylic resins” - “Printing, Three-Dimensional” - “polymethyl methacrylate” - “Surface Properties”) y términos libres tales como (“3D Printing Resin” - “Acrylic” - “Dental prostheses” - “Implant-supported” - “Resin additive” - “Rupture Modulus” - “Implant Supported Overdenture”)

ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA:

En este proyecto de tesis se aplicó la estrategia de llave de búsqueda de Pubmed, Web of Science y Scopus, dichas llaves están aplicadas de la siguiente manera:

LLAVE DE BÚSQUEDA DE PUBMED:

LLAVE	RESULTADO	FECHA
("Denture"[Title/Abstract] OR "dental prostheses"[Title/Abstract] OR "Implant Supported"[Title/Abstract] OR "Overdenture"[Title/Abstract]) AND ("3D Printing Resin"[Title/Abstract] OR "3D"[Title/Abstract] OR "Printing"[Title/Abstract] OR "additive"[Title/Abstract] OR "printing, three dimensional"[MeSH Terms]) AND ("Acrylic"[Title/Abstract] OR "Acrylic resins"[MeSH Terms] OR "polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR "methacrylate"[Title/Abstract])	181	4/5/23

LLAVE DE BÚSQUEDA DE SCOPUS:

LLAVE	RESULTADO	FECHA
TITLE-ABS-KEY (denture) OR TITLE-ABS-KEY ("Dental prostheses") OR TITLE-ABS-KEY ("Implant Supported") OR TITLE-ABS-KEY (overdenture) AND TITLE-ABS-KEY ("3D Printing Resin") OR TITLE-ABS-KEY (3d) OR TITLE-ABS-KEY (printing) OR TITLE-ABS-KEY (additive) OR TITLE-ABS-KEY ("Printing, three dimensional") AND TITLE-ABS-KEY (acrylic) OR TITLE-ABS-KEY ("Acrylic resins") OR TITLE-ABS-KEY ("Polymethyl methacrylate") OR TITLE-ABS-KEY (methacrylate)	348	8/5/23

LLAVE DE BÚSQUEDA DE WEB OF SCIENCE:

LLAVE	RESULTADO	FECHA
AB=(Denture) OR AB= ("Dental prostheses") OR AB= ("Implant Supported") OR AB=(Overdenture) AND AB= ("3D Printing Resin") OR AB=(3D) OR AB=(Printing) OR AB=(Additive) OR AB= (Printing, three dimensional) AND AB=(Acrylic) OR AB= ("Acrylic resins") OR AB= ("Polymethyl methacrylate") OR AB=(Methacrylate)	147	15/5/23

CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Estudios en los que se analizan propiedades mecánicas de materiales base de prótesis totales implantosoportadas de resinas impresas en 3D y de propiedades mecánicas de los materiales base de prótesis totales implantosoportadas acrílicas de termocurado.
- Estudios de análisis de límites elásticos o módulos de elasticidad, resistencia a la flexión, resistencia al impacto y dureza del material.
- Estudios en donde se compara un material base de prótesis impresa en 3D y/o acrílica de termocurado, con adición de distintos materiales de refuerzos o rellenos.
- Estudios in vitro.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Artículos que no incluyen los términos de búsqueda en sus títulos.
- Estudios que incluyan propiedades mecánicas de resinas de impresión de uso provisional.
- Estudios que presenten sesgo de información, de data incompleta o que no se presente el artículo por extenso.
- También se excluye todo método sustractivo y no aditivo para la confección de prótesis.
- Estudios de prótesis parciales, carillas acrílicas, prótesis fijas provisionales.
- Estudios de estabilidad de color y propiedades ópticas.
- Estudios de actividad antibacteriana y/o antifúngica y de adhesión microbiana.
- Artículos sobre usos o aplicaciones de impresión 3D en otras ramas de la odontología.
- Estudios sobre técnicas/métodos de fabricación o impresión, reportes de caso, protocolos y estudios clínicos.
- Estudios sobre Biocompatibilidad/citotoxicidad de resinas
- Efecto de agentes limpiadores sobre prótesis dentales.
- Reparabilidad de polímeros utilizados en prótesis dentales.

RESULTADOS

Una vez encontrados y seleccionados los estudios científicos, mediante la búsqueda sistemática, se generan los resultados en la base de datos, siguiendo la secuencia de investigación. (Figura 5)

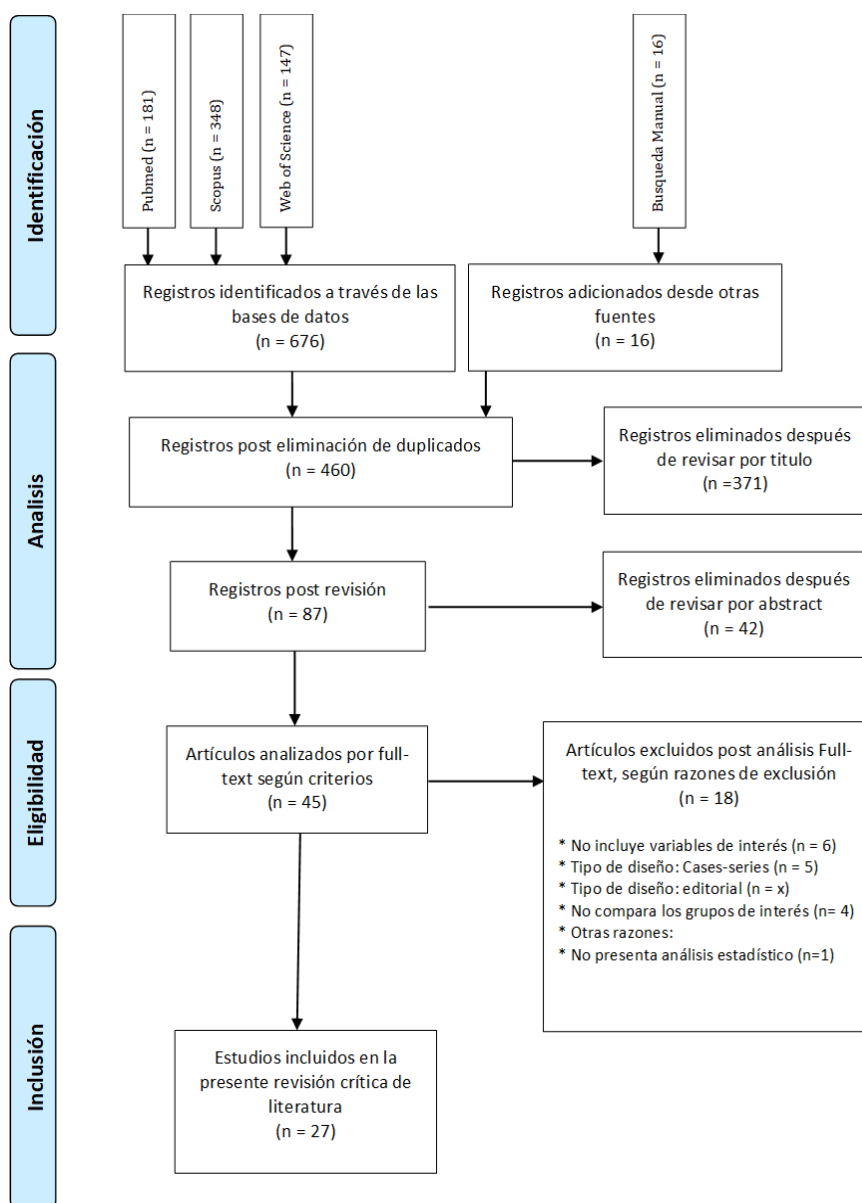


Figura 5. Diagrama de flujo PRISMA, de la identificación de estudios.

Al comparar la resistencia a la fractura entre materiales para prótesis, acrílico convencional / PMMA / Resina termopolimerizada convencional y resinas para impresión en 3D, se observaron diferentes resultados en los estudios in vitro analizados. (Figura 6)

En la resistencia a la flexión, la resina termopolimerizada convencional obtiene resultados significativamente más altos que las resinas impresas en 3D, en la mayoría de los estudios analizados(3, 7, 36-41). Sin embargo, en otros estudios los resultados indican lo contrario(2, 42). Adicionalmente, sólo un estudio evaluó la resistencia a la mini-flexión, encontrando la resina de termopolimerización con mayores valores que la impresa en 3D.(43)

En estudios donde se midieron las variables antes y después de realizar inmersión en agua destilada, los valores de resistencia a la flexión disminuyen en todos los especímenes.(37, 44) Así también en otros estudios donde se midió la variable de resistencia a la flexión antes y después de ciclos térmicos, sus valores disminuyeron.(43)

Por otra parte, al analizar la deformación de flexión, ésta es mayor en grupos de resinas impresas en 3D.(2) Para el módulo de flexión no presentan diferencias estadísticamente significativas.(2, 7)

Con respecto a la propiedad mecánica resistencia a la flexión, existe una alta prevalencia de estudios, como se observa en el siguiente gráfico:

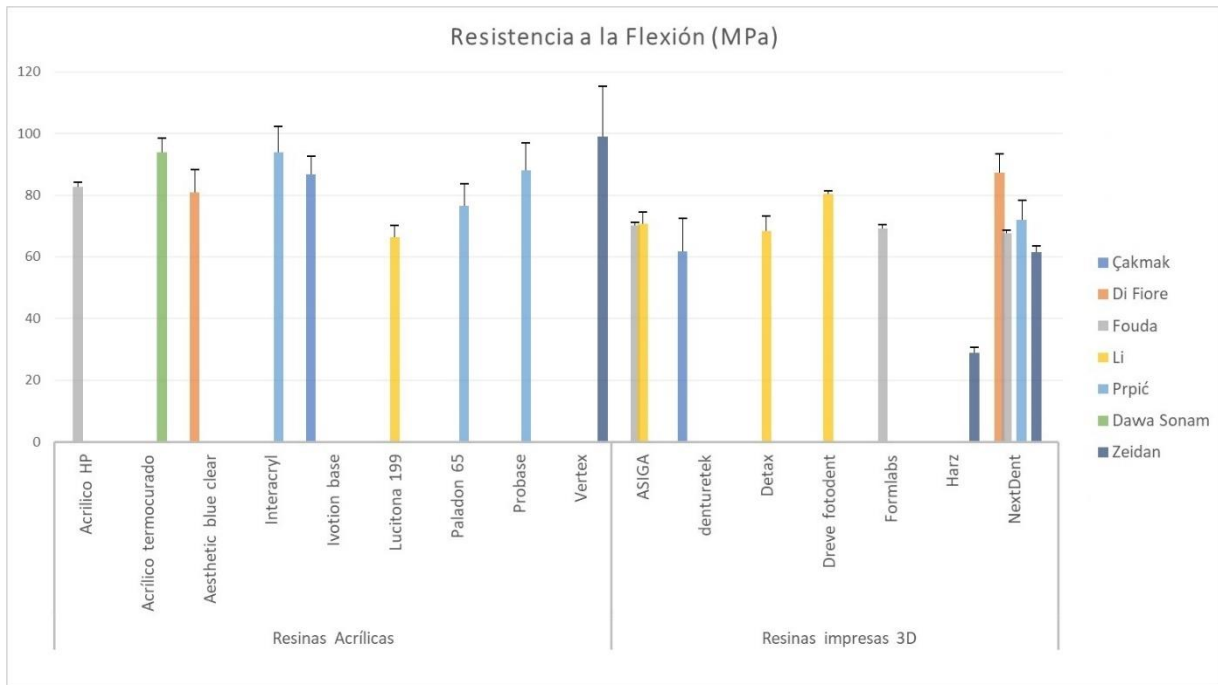


Figura 6: Resistencia a la Flexión (MPa). Norma ISO 20795-1.

Se graficó la propiedad de resistencia a la flexión, incluyendo los estudios que utilizaron la norma ISO 20795-1 para sus pruebas in vitro.

Las resinas impresas 3D; ASIGA, Denturetek, Detax, Dreve fotodent, Formlabs, Harz y NextDent, presentaron una tendencia a valores más bajos en las medias en esta propiedad; mientras que las resinas acrílicas convencionales; Acrílico HP, Acrílico termocurado (estudio de Dawa Sonam), Aesthetic blue clear, Interacryl, Ivotion base, Paladon 65, Probase y Vertex, presentaron tendencia a valores en las medias de resistencia a la flexión más altos, sin embargo, no hay diferencias muy marcadas entre los dos grupos. (Figura 6)

En las resinas acrílicas convencionales Vertex, Interacryl y Acrílico termocurado (estudio de Dawa Sonam) se escapan levemente por sobre la media con el valor más alto obtenido de 99 MPa y Lucitona 199 que obtuvo los valores más bajos de las resinas acrílicas 66,27 MPa. En el grupo de resinas impresas en 3D, NextDent (del estudio de Di Fiore) obtuvo el valor más alto con 87,34 MPa y la media más baja fue para Harz con 28,82 MPa. (Figura 6)

Para la resistencia al impacto, los resultados se agruparon en 2 gráficos, según la unidad de medida en que se expresan los valores (Figura 7 y 8).

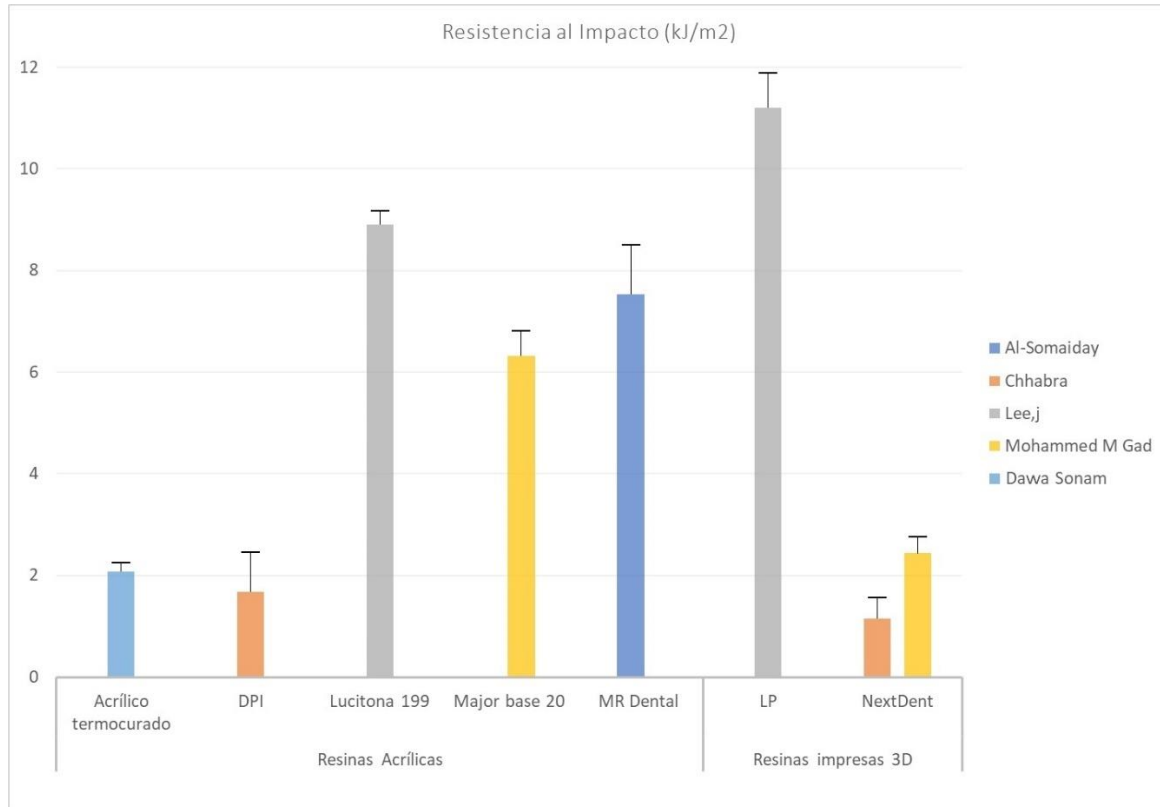


Figura 7: Resistencia al Impacto (kJ/m²)

La resina impresa 3D, Denture base LP (de Formlabs) presentó el valor más alto para el gráfico de la Figura 7, seguida de las resinas acrílicas de termocurado Lucitona 199, MR Dental y Mayor base 20, Con valores más bajos, les siguen en orden decreciente, NextDent (estudio de M. Gad), Acrílico de termocurado (estudio de Dawa Sonam), resina DPI y finalmente NextDent (estudio de Chhabra), sin embargo se puede deber a que estos tres autores, utilizaron en sus estudios, muestras de los materiales con una muesca en el centro (hacia donde se dirigió la energía de impacto), a diferencia de los demás que no presentaban muesca en las muestras. Esto nos muestra que no se observa una tendencia hacia alguno de los grupos de resinas, sino más bien los resultados son variables al comparar entre los estudios.

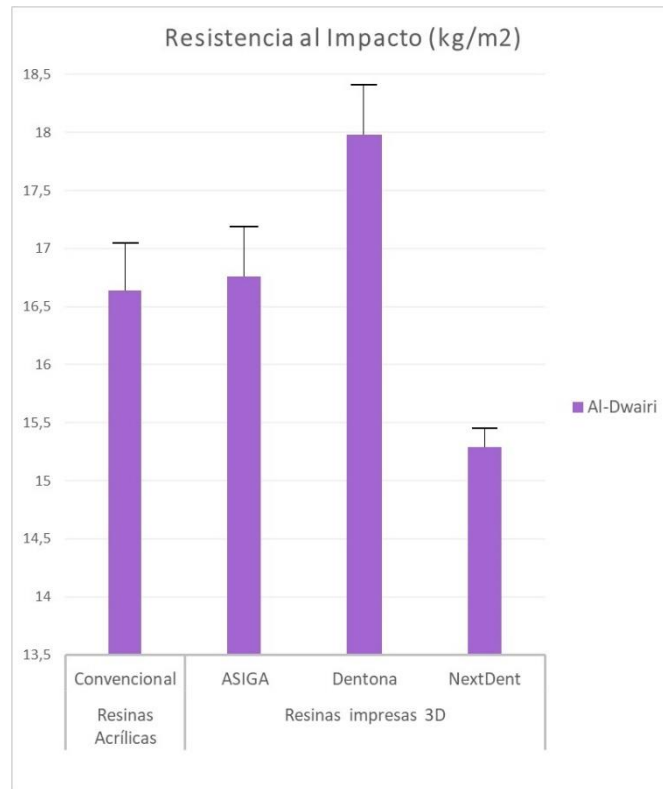


Figura 8: Resistencia al Impacto (kg/m²)

Al analizar los estudios individualmente, en algunos se observan resultados estadísticamente significativos, con valores más altos en el acrílico de termocurado y por lo tanto menores en resinas 3D(45, 46). En otros estudios, se obtuvieron resultados similares, pero con diferencias que no eran estadísticamente significativas(2, 7), como se observa en la Figura 8, el cual tampoco presenta una tendencia marcada. Por otro lado, dos autores obtuvieron valores más altos para la resina impresa en 3D versus las termopolimerizadas. (7, 47)

En la dureza superficial las resinas de termopolimerizado tuvieron mayores valores en comparación a resinas impresas 3D. (7, 37-39, 44)

En estudios donde se midió la variable de dureza superficial antes y después de ciclos térmicos, los valores disminuyeron en todos los especímenes.(43)

En estudios donde se midieron las variables antes y después de realizar inmersión en agua destilada, los valores de resistencia a la flexión disminuyen en todos los especímenes.(37, 44) Así ocurre también con los resultados de dureza. (44)

El refuerzo con otros materiales (Ag/MSN) aumenta significativamente las propiedades mecánicas de resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura de las resinas impresas.(48)

El aumento de la temperatura de postcurado da como resultado mejoras significativas de las propiedades mecánicas de flexión y la dureza Vickers, lo mismo ocurre al aumentar el tiempo de postcurado y un tiempo de postcurado más largo a una temperatura baja produce resultados similares a los de usar un tiempo de postcurado más corto a una temperatura de postcurado más alta.(49)

Los materiales impresos en tres dimensiones tenían valores significativamente más bajos de módulo elástico en comparación con los especímenes polimerizados por calor. (37, 39)

DISCUSIÓN

La introducción de las resinas de impresión 3D como opción de material de restauración para rehabilitar pacientes en odontología, es una alternativa relativamente nueva y en vías de investigación, frente a lo cual pueden surgir interrogantes respecto a su rendimiento como material protésico. La pregunta de investigación planteada por la presente revisión tenía como objetivo revisar el comportamiento frente a la fractura de prótesis implantosoportadas confeccionadas con resinas de impresión 3D, en un contexto de pruebas de uso, que permitiera valorar su rendimiento. Sin embargo, fue un resultado de esta revisión la carencia de diseños de estudios *in vitro* y/o clínicos que evalúen las variables descritas, por lo que se presentó la necesidad de estudiar las cualidades generales de los materiales empleados en base a sus propiedades físicas y mecánicas.(50, 51)

Luego de la búsqueda sistemática, se seleccionaron estudios que evaluaron y compararon las propiedades mecánicas de resinas impresas en 3D y acrílicas utilizadas en la confección de bases para prótesis dentales. Dentro de las propiedades más estudiadas, relacionadas a la fractura, está la resistencia a la flexión y al impacto. Se observó que varían los resultados en los diferentes estudios. (Figuras 6, 7 y 8), lo que podría estar atribuido principalmente a la heterogeneidad en las técnicas de fabricación, así como en la composición de los materiales empleados(52).

La resistencia a la Flexión es la propiedad definida como “fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión”(53), o la tensión máxima que se necesita para provocar una fractura ante fuerzas de flexión, asociado al rendimiento frente a cargas estáticas y esfuerzos de compresión, tracción y cizallamiento.(54)

Dado que la base de una dentadura implantosoportada puede fracturarse en función por varias razones, es importante que el material tenga una alta resistencia a la flexión(55).

Los resultados relacionados con la resistencia a la flexión de los materiales de impresión 3D encontrados, mostraron marcada variabilidad (Figura 6). En los estudios

de Fouda, S.M.(56) y de Perea-Lowery L. et al(3), se obtuvo resultados en los que diferentes resinas de impresión para base de dentaduras, mostraron resistencia a la flexión inferior a la resina acrílica tradicional termopolimerizada.(3, 56). Sin embargo, Di Fiore A. y Li R. et al (2, 42), determinaron valores más altos en las resinas impresas en 3D por encima de los acrílicos termo-polimerizados. En el estudio *in vitro* de Gibreel, M. las muestras impresas en 3D sobre implantes mostraron una resistencia a la flexión significativamente mayor que las termo-polimerizadas(57). Los primeros concuerdan con los resultados de Al-Dwairi Z.N., Abualsaud R., (7, 40) donde el material para base de dentadura, el acrílico termo-polimerizado presenta mayor resistencia flexural a los impresos.

Las propiedades de flexión de las resinas de impresión en 3D, se ven influenciadas por variables como; el tiempo de exposición a la luz, la ubicación en la plataforma de impresión y el porcentaje de partículas que no polimerizan completamente (58, 59). Además, se pueden ver afectadas por los parámetros de construcción, la orientación de la construcción y el proceso de postcurado, el software, el número, espesor y la contracción de capas, en donde las propiedades mecánicas aumentan cuando el espesor de las capas disminuye debido a un mejor curado de la resina y la reducción de los cambios dimensionales(26), mientras que por el otro lado el acrílico de termopolimerización presenta mayor grado de conversión, en este proceso los dobles enlaces carbono-carbono ($C=C-$) se convierten en enlaces simples ($-C-C-$), cuanto mayor es la conversión del doble enlace mayor será la resistencia mecánica del polímero(60). Las resinas termocurables están constituidas por PMMA (poli metil metacrilato) y tienen como iniciador para la polimerización al peróxido de benzoilo. Este, superando los $60^{\circ}C$, se activa descomponiéndose en radicales libres que reaccionan con las moléculas de monómero disponibles para iniciar la polimerización de crecimiento en cadena, de modo que las moléculas adicionales de monómero llegan a unirse a las cadenas del polímero. Estas resinas llegan a un estado gomoso pasando al rígido sólo mediante la termopolimerización. (61)

En total, de los estudios seleccionados, diecinueve de ellos analizaron esta propiedad mecánica, de los cuales se graficaron 7 de ellos (Figura 6), y tras comparar los valores

obtenidos entre el grupo de resinas termopolimerizables (grupo control) y el grupo de resinas de impresión 3D (grupo estudio), se encontró que existía una tendencia a una mayor resistencia a la flexión en el caso del grupo control. Esto puede ser asociado con las estructuras internas de los polímeros formados, debido al alto grado de conversión del monómero residual, cuando es sometido a temperaturas elevadas por sobre los 30°C (62) o la conversión de doble enlace. Cuando el grado de conversión polimérica es bajo, esto afecta también las propiedades mecánicas del polímero formado(41, 60, 63).

Por otro lado, la inmersión en un medio líquido y absorción de agua conduce a la liberación de monómeros residuales, lo cual también afecta la resistencia a la flexión del polímero (64). En el medio bucal el pH salival varía, debido a la influencia de alimentos, bebidas y/o condiciones médicas, lo que podría afectar el comportamiento biomecánico del material (16). Frente a esta variable a considerar, Alzaid estudió la influencia del pH en la resistencia de flexión, y sus resultados reflejaron que en un ambiente oral ácido disminuye la resistencia a la flexión y dureza superficial,(44) lo que podría deberse a una mayor liberación de monómeros residuales en el pH ácido en comparación a un medio neutro(65).

Una alta resistencia a la flexión podría disminuir la susceptibilidad de fractura de la base protésica(66). Además, la literatura muestra que la prueba de flexión de tres puntos puede simular la capacidad de soportar fuerzas intraorales, y colaborar a la estimación de su comportamiento en función.(67) Es por ello que efectivamente, la prueba de flexión de tres puntos fue adoptada por las normas ISO como la prueba de flexión recomendada para polímeros y copolímeros para base de prótesis dentales (Anexo 1).

Otra propiedad interesante de evaluar a nivel *in vitro* en estos materiales es la resistencia al impacto es “la energía necesaria para fracturar un material con una fuerza de impacto. El término impacto se emplea para describir la reacción de un objeto estacionario, frente a una colisión con un objeto en movimiento”. Para medir la resistencia al impacto se emplean las pruebas de impacto del tipo Charpy e Izod. En la de Charpy se libera un péndulo que bascula hasta fracturar el centro de una muestra

sujeta por ambos lados, a diferencia de la Izod, en donde la muestra está sujeta verticalmente en un extremo y se golpea a cierta distancia sobre el extremo sujeto (el extremo libre) en lugar de golpear el centro de la muestra(53). Este parámetro mecánico refleja la vulnerabilidad a la fractura en condiciones de carga dinámica del material, se calcula como la energía absorbida por sección transversal en caso de fractura catastrófica, en donde la concentración de tensión es el principal factor que contribuye al fallo por impacto en prótesis dentales, por ejemplo, frente a una caída accidental, lo que permite observar la tenacidad del material.(7, 68) En el estudio de Al-Dwairi se mostraron valores con diferencias que no fueron significativas. Chhabra obtuvo valores más altos para el acrílico de termocurado convencional.(45) En cambio Lee obtuvo valores más altos para las resinas impresas 3D. Estos resultados diferentes pueden deberse a diferencias en la composición de las resinas, los procedimientos de post-procesamiento o ambos. En otras palabras, diferentes impresoras y marcas de resinas pueden contribuir a las diferencias en las propiedades mecánicas, como la resistencia al impacto(47).

De Jager investigó si existía relación mecánica entre la resistencia al impacto y la resistencia a la flexión de diferentes materiales dentales, como resinas. Observó una relación lineal entre la resistencia al impacto y el cuadrado de la resistencia a la flexión dividido por el módulo de flexión, obteniendo una constante, sin embargo, la resistencia al impacto de los materiales obtenida es específica de la configuración de prueba y depende de la configuración geométrica de la muestra. La rugosidad, la presencia de muescas o ranuras, cortes, depresiones o inclusión de partículas extrañas, tienen mucha más influencia en la resistencia al impacto que la resistencia a la flexión. (68, 69)

Es altamente probable que las resinas de impresión 3D, se masifiquen en su uso a futuro debido a la simplicidad y rapidez de su fabricación, y su relativo bajo costo. Sin embargo, los estudios realizados aún son predictivos de su comportamiento en situaciones clínicas, por lo que es necesario diseños de estudio en base a la función donde se reproduzcan las condiciones del medio bucal, que permitan continuar evaluando el comportamiento de estos materiales, mediante ciclos térmicos y de pH

simultáneos, ciclos de inmersión a largo plazo o estudios clínicos para verificar el comportamiento de estas resinas *in vivo* y sometidas a cargas masticatorias.

Otras limitaciones observadas en los estudios analizados son las referentes al tipo de especímenes de prueba, en cuanto a sus configuraciones o dimensiones (en barras), ya que se observa gran variación de normas aplicadas a los test *in vitro*, lo que dificulta la comparación durante las sinopsis de información. Tampoco fue posible encontrar estudios con prótesis completas y/o implantoportadas. Finalmente es posible que, el número de artículos reducido encontrado en comparación a otras áreas, se deba a que las resinas de impresión 3D son materiales relativamente recientes dentro de la aplicación protésica en odontología, cuyos estudios de investigación aún están en desarrollo.

CONCLUSIÓN

Se sugiere abordar con nuevos estudios la resistencia mecánica de prótesis impresas implantosoportadas. Las resinas impresas en 3D demostraron tener propiedades mecánicas adecuadas para su uso clínico, con relación a la resistencia a la fractura, alcanzando valores similares a los de las resinas de termocurado. Aun así, se necesita más investigación de las propiedades mecánicas de las resinas de adición.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J*. 2020;39(3):345-54.
2. Di Fiore A, Meneghello R, Brun P, Rosso S, Gattazzo A, Stellini E, et al. Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*. 2022;66(3):502-8.
3. 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).
4. Tallarico M, Ortensi L, Martinolli M, Casucci A, Ferrari E, Malaguti G, et al. Multicenter Retrospective Analysis of Implant Overdentures Delivered with Different Design and Attachment Systems: Results Between One and 17 Years of Follow-Up. *Dent J (Basel)*. 2018;6(4).
5. Ozkir SE, Yilmaz B. Effect of different housing retaining materials on the flexural strength of an acrylic resin overdenture base. *J Prosthet Dent*. 2017;118(4):500-3.
6. Chhabra A, Chhabra N, Jain A, Kabi D. Overdenture Prostheses with Metal Copings: A Retrospective Analysis of Survival and Prosthodontic Complications. *J Prosthodont*. 2019;28(8):876-82.
7. Al-Dwairi ZN, Al Haj Ebrahim AA, Baba NZ. A Comparison of the Surface and Mechanical Properties of 3D Printable Denture-Base Resin Material and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. 2022.
8. Pérez JMG. La edad de los polímeros: un mundo de plástico: Universidad de Burgos, Servicio de Publicaciones e Imagen Institucional; 2014.
9. Skinner EW. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. *J Prosthet Dent*. 1951;1(1-2):161-7.
10. Siqueira Gonçalves T, Minghelli Schmitt V, Thomas M, Lopes de Souza MA, Macedo de Menezes L. Cytotoxicity of two autopolymerized acrylic resins used in orthodontics. *Angle Orthod*. 2008;78(5):926-30.

11. Leggat PA, Kedjarune U. Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *Int Dent J*. 2003;53(3):126-31.
12. Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mater*. 2007;23(3):363-8.
13. Regis RR, Soriani NC, Azevedo AM, Silva-Lovato CH, Paranhos HF, de Souza RF. Effects of ethanol on the surface and bulk properties of a microwave-processed PMMA denture base resin. *J Prosthodont*. 2009;18(6):489-95.
14. Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent Mater J*. 2010;29(4):411-7.
15. Marchack BW, Yu Z, Zhao XY, White SN. Adhesion of denture tooth porcelain to heat-polymerized denture resin. *J Prosthet Dent*. 1995;74(3):242-9.
16. May KB, Razzoog ME, Koran A, 3rd, Robinson E. Denture base resins: comparison study of color stability. *J Prosthet Dent*. 1992;68(1):78-82.
17. Bloodworth KE, Render PJ. Dental acrylic resin radiopacity: literature review and survey of practitioners' attitudes. *J Prosthet Dent*. 1992;67(1):121-3.
18. Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont*. 2004;13(1):17-27.
19. Kapur KK, Fischer EE. Effect of denture base thermal conductivity on gustatory response. *J Prosthet Dent*. 1981;46(6):603-9.
20. Doğan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent*. 1995;23(5):313-8.
21. Braden M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1964;14(2):307-16.
22. 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.

23. Manufacturing A. General Principles. Part. 2: Overview of Process Categories and Feedstock. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland. 2015.
24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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;34(6):784–95.
31. Zguris Z. How Mechanical Properties of Stereolithography 3D Prints are affected by UV Curing, Formlabs White Paper. 2016.
32. 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.

33. Bagheri A, Jin J. Photopolymerization in 3D Printing, *ACS Applied Polymer Materials*. 1 (2019) 593–611.
34. Deng K, Chen H, Li R, Li L, Wang Y, Zhou Y, et al. Clinical evaluation of tissue stops on 3D-printed custom trays. *Sci Rep*. 2019;9(1):1807.
35. Hernández LS, Santana FB, Espinoza AS. Deflexión transversa de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura. *Revista odontológica mexicana*. 2013;17(3):146-51.
36. Zeidan AAEL, Sherif AF, Baraka Y, Abualsaud R, Abdelrahim RA, Gad MM, et al. Evaluation of the Effect of Different Construction Techniques of CAD-CAM Milled, 3D-Printed, and Polyamide Denture Base Resins on Flexural Strength: An In Vitro Comparative Study. *Journal of Prosthodontics*. 2023;32(1):77-82.
37. Zeidan AAE, Abd Elrahim RA, Abd El Hakim AF, Harby NM, Helal MA. Evaluation of Surface Properties and Elastic Modulus of CAD-CAM Milled, 3D Printed, and Compression Moulded Denture Base Resins: An In Vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2022;12(6):630-7.
38. Abdul-allah AY, Abdulsahib AJ. Comparison of Denture Base Adaptation and Some Mechanical Properties among Conventional, CAD-CAM, and 3-D Printed Denture Base Materials. *Journal of Research in Medical and Dental Science*. 2022;10(7).
39. Al-Qarni FD, Gad MM. Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. *Materials*. 2022;15(7).
40. Abualsaud R, Gad MM. Review Article Flexural Strength of CAD/CAM Denture Base Materials: Systematic Review and Meta-analysis of In-vitro Studies. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2022;12(2):160-70.
41. Prpic V, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2020;29(6):524-8.
42. Li R, Malik D, Sadid-Zadeh R. Effect of adding a hard-reline material on the flexural strength of conventional, 3D-printed, and milled denture base materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(5):796.e1-e7.

43. Çakmak G, Donmez MB, Akay C, Abou-Ayash S, Schimmel M, Yilmaz B. Effect of Thermal Cycling on the Flexural Strength and Hardness of New-Generation Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2022.
44. Alzaid M, Altorabily F, Al-Qarni FD, Al-Thobity AM, Akhtar S, Ali S, et al. The Effect of Salivary pH on the Flexural Strength and Surface Properties of CAD/CAM Denture Base Materials. *European Journal of Dentistry*. 2023;17(1):234-41.
45. Chhabra M, Nanditha Kumar M, RaghavendraSwamy KN, Thippeswamy HM. Flexural strength and impact strength of heat-cured acrylic and 3D printed denture base resins- A comparative in vitro study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2022;12(1):1-3.
46. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *J Prosthodont*. 2022;31(5):412-8.
47. Lee J, Belles D, Gonzalez M, Kiat-Amnuay S, Dugarte A, Ontiveros J. Impact strength of 3D printed and conventional heat-cured and cold-cured denture base acrylics. *Int J Prosthodont*. 2022;35(2):240–4.
48. Aati S, Aneja S, Kassar M, Leung R, Nguyen A, Tran SS, et al. Silver-loaded mesoporous silica nanoparticles enhanced the mechanical and antimicrobial properties of 3D printed denture base resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;134.
49. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al. Efectos de la temperatura de poscurado sobre las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad del material de resina dental impreso tridimensional. *Polymers*. 2021;13(8).
50. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9).
51. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*. 2021;2021:9950131.
52. 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.

53. Phillips. *Ciencia de los Materiales Dentales*. 11th ed. España E, editor. Barcelona, Spain 2004. 854 p.

54. Abdulwahhab SS. High-impact strength acrylic denture base material processed by autoclave. *J Prosthodont Res*. 2013;57(4):288-93.

55. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *J Prosthet Dent*. 2020;123(4):641-6.

56. Fouda SM, Gad MM, Abualsaud R, Ellakany P, AlRumaih HS, Khan SQ, et al. Flexural Properties and Hardness of CAD-CAM Denture Base Materials. *Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2023;32(4):318-24.

57. Gibreel M, Perea-Lowery L, Lassila L, Vallittu PK. Mechanical Properties Evaluation of Three Different Materials for Implant Supported Overdenture: An In-Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2022;15(19).

58. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;124(4):468-75.

59. 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.

60. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*. 2001;17(1):71-9.

61. Gotusso CM. Estudio comparativo de las propiedades físico-mecánicas de resinas acrílicas sometidas a diferentes métodos de curado y pulido. 2017.

62. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(1):588-93.

63. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, George R, Fidan I. Characterization of the Double Bond Conversion of Acrylic Resins for 3D Printing of Dental Prostheses. *Compend Contin Educ Dent*. 2019;40(10):e7-e11.

64. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent.* 2008;2(3):191-7.
65. Tuna EB, Rohlig BG, Sancakli E, Evlioglu G, Gencay K. Influence of acrylic resin polymerization methods on residual monomer release. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(2):259-64.
66. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):578-85.
67. Lourinho C, Salgado H, Correia A, Fonseca P. Mechanical Properties of Polymethyl Methacrylate as Denture Base Material: Heat-Polymerized vs. 3D-Printed- Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Biomedicines.* 2022;10(10).
68. Sonam D. Comparative Evaluation of Impact and Flexural Strength of 3D Printed, CAD/CAM Milled and Heat Activated Polymethyl Methacrylate Resins- An In Vitro Study. In: Dayalan M, editor. *International Journal of Science and Research (IJSR)*2021.
69. de Jager N, Münker T, Guilardi LF, Jansen VJ, Sportel YGE, Kleverlaan CJ. The relation between impact strength and flexural strength of dental materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;122:104658.

ANEXOS

Anexo 1:

International Organization for Standardization. ISO-20795-1. Dentistry base polymers Part 1: Denture base polymers. Genova. 2013. Geneva: ISO.

ISO (la Organización Internacional de Normalización) es una federación mundial de organismos nacionales de normalización (organismos miembros de ISO). El trabajo de preparación de Normas Internacionales normalmente se lleva a cabo a través de comités técnicos de ISO. Cada organismo miembro interesado en un tema para el cual se ha establecido un comité técnico tiene derecho a estar representado en ese comité. En el trabajo también participan organizaciones internacionales, gubernamentales y no gubernamentales, en colaboración con ISO.

ISO 20795-1

Esta parte de la Norma ISO 20795 clasifica los polímeros y copolímeros de base para dentaduras postizas y especifica sus requisitos. También especifica los métodos de prueba que se utilizarán para determinar el cumplimiento de estos requisitos.

La norma ISO 20795-1, exige valores mínimos de 65 MPa de resistencia a la flexión a materiales poliméricos de naturaleza termopolimerizable que pretendan ser usados para la fabricación de bases de dentadura. No obstante, la ISO 20795-1 no especifica tales valores para polímeros fotopolimerizables, como lo son las resinas de impresión 3D. Por este motivo, se asume lo exigido mecánicamente para acrílicos termopolimerizables para evaluar la idoneidad de las resinas 3D para la aplicación discutida.