



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGIA
DEPARTAMENTO DE REHABILITACIÓN ORAL
ÁREA DE REHABILITACIÓN ORAL
LABORATORIO DE BIOMATERIALES**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LOS DIFERENTES GROSORES DE
CAPA DE IMPRESIÓN DE UNA RESINA IMPRIMIBLE 3D Y SU RELACIÓN
CON LAS PROPIEDADES MECÁNICAS FLEXURALES, SIGUIENDO LAS
ESPECIFICACIONES DE LA NORMA ISO 10477:2020”.**

Joshua Patrick Ferreira Sanhueza

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Nicolás Améstica Fuenzalida

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dra. Elizabeth Astorga Bustamante

Prof. Dr. Cristián Vergara Núñez

TUTORES ASESORES

Prof. Dr. Luis De Bellis Tulle

Prof. Dr. Cristián Covarrubias Gallardo

**Adscrito a proyecto PRI-ODO 2020/06
Santiago – Chile
2023**



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE REHABILITACIÓN ORAL
ÁREA DE REHABILITACIÓN ORAL
LABORATORIO DE BIOMATERIALES**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LOS DIFERENTES GROSORES DE
CAPA DE IMPRESIÓN DE UNA RESINA IMPRIMIBLE 3D Y SU RELACIÓN
CON LAS PROPIEDADES MECÁNICAS FLEXURALES, SIGUIENDO LAS
ESPECIFICACIONES DE LA NORMA ISO 10477:2020”.**

Joshua Patrick Ferreira Sanhueza

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Nicolás Améstica Fuenzalida**

**TUTORES ASOCIADOS
Prof. Dra. Elizabeth Astorga Bustamante
Prof. Dr. Cristián Vergara Núñez**

**TUTORES ASESORES
Prof. Dr. Luis De Bellis Tulle
Prof. Dr. Cristián Covarrubias Gallardo**

Adscrito a proyecto PRI-ODO 2020/06

Santiago – Chile

2023

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Sussan y Patricio, por ser mis pilares, mi refugio y mi inspiración. Los verdaderos autores de todo esto son ustedes, con cada esfuerzo que han realizado y con el amor que me han brindado durante todos estos años. Me faltará vida para agradecer todo lo que han hecho por mí. Este y todos mis logros son para ustedes.

A mis abuelos, especialmente a mi Lela, por su apoyo incondicional y ser mi mejor paciente, sin importar estallido ni pandemia, y a mi Mamita, quien siempre me contuvo con cariño cuando estudiar se complicaba, sé que lo sigues haciendo.

A mis amigos, Sebastián, Nicolás F, Daniel, Óscar y Nicolás D. Me llevo innumerables momentos de risas y anécdotas. Han marcado la mejor etapa de mi vida. Fue increíble estudiar con ustedes.

A mi docente y amigo, Dr. Emilio Díaz, quien confió en mis capacidades, me mostró el camino para lograr mis metas profesionales y me sigue motivando a ser cada día mejor dentista, gracias por todo el apoyo y el cariño entregado.

A mi querido equipo, Ginplantology. Gracias por darme el espacio que necesitaba para explotar mi pasión por esta carrera.

A mis tutores, quienes me acompañaron y orientaron en la confección de este trabajo de investigación, Dr. Cristián Vergara, por su ayuda en el análisis estadístico y su gran habilidad docente, Dr. Luis De Bellis, por facilitarnos sus equipos de impresión 3D, Dr. Cristián Covarrubias y Laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, por su apoyo en las pruebas mecánicas, y al Dr. Nicolás Améstica y Dra. Elizabeth Astorga, por guiar este trabajo de investigación de la mejor forma posible.

ÍNDICE

1. RESUMEN	1
2. INTRODUCCIÓN	2
3. MARCO TEÓRICO	3
3.1 FLUJO DE TRABAJO DIGITAL EN ODONTOLOGÍA	3
3.2 IMPRESIÓN 3D	5
3.2.1 POLIMERIZACIÓN VAT	6
3.3 RESTAURACIONES PROVISIONALES	7
3.4 MATERIALES CONVENCIONALES E IMPRIMIBLES UTILIZADOS EN RESTAURACIONES PROVISIONALES	8
3.4.1 POLIMETILMETACRILATO (PMMA)	8
3.4.2 RESINAS BIS ACRÍLICAS (BIS-ACRIL)	8
3.4.3 RESINAS IMPRIMIBLES DE USO ODONTOLÓGICO	9
3.5 POST PROCESADO DE RESINAS IMPRIMIBLES	10
3.6 FENÓMENO DE FLEXIÓN	11
3.7 ENSAYO DE FLEXIÓN	12
3.8 GROSOR DE CAPA	14
3.9 NORMA ISO 10477:2020 “DENTISTRY POLYMER-BASED CROWN AND VENEERING MATERIALS”	15
4. HIPÓTESIS	16
5. OBJETIVO GENERAL	16
6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
7. METODOLOGÍA	17
7.1 CARACTERÍSTICAS DEL ESTUDIO	17
7.2 DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL	17
7.3 OBTENCIÓN DE LA MUESTRA	17
7.4 TESTEO DE PROBETAS	20
7.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	24
8. RESULTADOS	26
8.1 RESISTENCIA FLEXURAL	30
8.2 MÓDULO FLEXURAL	36
8.3 NORMA ISO 10477:2020	40
9. DISCUSIÓN	42
9.1 ESTUDIOS FUTUROS	48
9.2 LIMITACIONES	49

10. CONCLUSIONES	50
11. BIBLIOGRAFÍA	51
12. ANEXOS	59

1. RESUMEN

Introducción: Las resinas imprimibles son innovadoras y sus propiedades mecánicas varían según los parámetros de impresión, como el grosor de capa. Se ha observado que su modificación afecta las propiedades mecánicas flexurales, sin embargo, la literatura que asocia estos dos factores es limitada. Este estudio evalúa cómo el grosor de capa de impresión afecta las propiedades mecánicas flexurales de una resina imprimible 3D según la norma ISO 10477:2020.

Metodología: Se imprimieron probetas de resina 3D LuDent C&B TRY IN con un equipo de impresión 3D Ackuretta SOL LCD, con dimensiones de 25 x 2 x 2 milímetros. Se utilizaron cuatro grosores de capa de impresión: 25, 50, 75 y 100 μm , imprimiendo 5 probetas para cada uno, sumando un total de 20 probetas. Se realizó el post procesado indicado por el fabricante y se ejecutaron pruebas de flexión en 3 puntos con máquina de prueba universal. Los datos obtenidos se evaluaron y compararon según la norma ISO 10477:2020.

Resultados: Los valores de resistencia flexural obtenidos fueron los siguientes: 25 μm = 77,6 MPa, 50 μm = 43,3 MPa, 75 μm = 35,5 MPa y 100 μm = 50,9 MPa. Se observó una diferencia estadísticamente significativa en el grupo de 25 μm . Los valores de módulo flexural fueron: 25 μm = 0,3 GPa, 50 μm = 0,4 GPa, 75 μm = 0,4 GPa y 100 μm = 0,1 GPa, sin observarse diferencia estadísticamente significativa en ninguno de los grupos.

Discusión: Se sugiere que un menor grosor de capa de impresión puede aumentar la conversión polimérica por mayor tiempo de exposición lumínica y penetración del rayo, no obstante, otros factores deben ser considerados, como la composición de la resina, el tipo y tiempo de post procesado. Este estudio arrojó resultados similares a los encontrados en la literatura revisada en cuanto a la resistencia y módulo flexural.

Conclusiones: El grosor de capa de impresión de 25 μm presenta valores de resistencia flexural significativamente más altos. El módulo flexural no se ve significativamente modificado por el grosor de capa de impresión. Solo el grupo de 25 μm cumplió la norma ISO 10477:2020.

2. INTRODUCCIÓN

El amplio catálogo de materiales utilizados para confeccionar restauraciones provisionales va cada vez en aumento, existiendo desde aquellos en base a monometacrilatos como el polimetilmetacrilato (PMMA) y polietilmetacrilato (PEMA), hasta aquellos en base a dimetacrilatos como el bisacril bisfenolaglicidildimetacrilato (bis-GMA). No obstante, recientemente se ha incorporado el uso de resinas de impresión 3D, un material novedoso que aún se encuentra en estudio y en su composición utiliza tanto PMMA como bis-GMA.

Dentro de los requerimientos que estos materiales deben cumplir se encuentran la microdureza superficial, resistencia a la tracción y resistencia a la flexión (Shillinburg y cols., 2006), propiedades que se encuentran íntimamente relacionadas con la función oclusal (Carvajal, 2001).

El módulo elástico y la resistencia flexural son propiedades mecánicas importantes al elegir materiales dentales ya que son considerados como predictores de su comportamiento y estabilidad (Wendler y cols., 2017).

En impresión 3D, el grosor de capa es un factor a considerar ya que se ha visto que su variación podría afectar las propiedades mecánicas obtenidas, donde algunos estudios afirman que grosores menores aumentan el grado de conversión polimérico (Ngo y cols., 2018), mientras que en otros se ha observado que a mayor número de capas existiría una inhibición de la polimerización por la presencia de oxígeno entre ellas, disminuyendo su resistencia (Gojzewski y cols., 2020).

A la fecha de ejecución de este trabajo de investigación, la evidencia que relaciona las propiedades mecánicas flexurales y el grosor de capa de las resinas de impresión 3D indicadas para la confección de restauraciones provisionales es escasa.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 FLUJO DE TRABAJO DIGITAL EN ODONTOLOGÍA

El flujo de trabajo digital corresponde a la automatización de los procesos de trabajo involucrados mediante el uso de tecnologías y softwares, de manera que disminuye el tiempo necesario y el costo monetario. El flujo de trabajo digital en odontología data del año 1971 con la inclusión del diseño asistido por computadora y manufactura asistida por computadora, conocido por sus siglas en inglés como CAD/CAM (Duret y cols., 1988). La tecnología CAD/CAM consiste en un sistema de escaneo, digitalización, diseño digital y manufactura.

La inclusión de esta tecnología ha provocado cambios paulatinos en la forma en que se realizan los procedimientos odontológicos, siendo el área restauradora y protésica quienes más la han explotado. Actualmente la tecnología CAD/CAM permite realizar impresiones, modelos, restauraciones, articuladores con arcos faciales digitales, entre otros (Alghazzawi, 2016). Si bien se ha dudado sobre la precisión de esta tecnología, se ha demostrado que su uso permite la confección de restauraciones de manera más fácil, rápida y precisa comparado al método tradicional (Davidowitz y Kotick, 2011).

El sistema CAD/CAM se compone de 3 ejes principales (Alghazzawi, 2016):

1. Registro de estructuras

Corresponde a un escáner conectado a una computadora que realiza el registro de las estructuras mediante la toma de fotografías o grabación de video, ya sea de forma directa (en boca) o indirecta (modelos de yeso), convirtiéndolos en modelos virtuales (Davidowitz y Kotick, 2011; Zimmermann y cols., 2015).

2. Diseño digital (CAD)

Consisten en una serie de softwares computacionales que permiten crear y diseñar estructuras de manera digital. En el ámbito odontológico, existen softwares específicos para el diseño de restauraciones, tanto gratuitos como de pago. Una vez terminado el diseño, este es almacenado en un formato de extensión denominado lenguaje de triangulación estándar o .STL, el que utiliza triángulos para representar la superficie del modelo (Redwood y cols., 2017).

3. Equipo de manufactura (CAM)

El equipo de manufactura transforma el diseño virtual en un objeto sólido, el que puede ser confeccionado a partir de distintos materiales según el tipo de equipo que se utilice.

En impresión 3D es necesario utilizar un software laminador (Slicer) que corta el archivo .STL en láminas de manera que el equipo sea capaz de interpretarlo. Además, el Slicer permite seleccionar los parámetros de impresión deseados, entre los que se encuentran la orientación de impresión, posición de soportes y grosor de capa de impresión. Así, el archivo .STL es convertido en un nuevo archivo con una serie de instrucciones las cuales serán ejecutadas por la impresora 3D, archivo conocido como código G (Bordignon y cols., 2018).

Existen 2 métodos de fabricación (Zimmermann y cols., 2015):

- Método sustractivo: Consiste en realizar desgastes maquinados a través de piedras y fresas a un volumen de material inicial de mayor tamaño hasta conseguir la forma deseada. Su principal inconveniente es la pérdida de material, que puede llegar al 90% (Strub y cols., 2006), a pesar de esto, sigue siendo el método de manufactura más utilizado en la práctica odontológica. Un ejemplo de este método es el denominado CEREC.

- Método aditivo: También llamado manufactura aditiva (MA), es definido por la Sociedad Americana de Estudios y Materiales (ASTM) como el proceso de unir materiales para confeccionar objetos físicos a partir de un modelo digital 3D, siendo un opuesto a la metodología sustractiva (Van Noort, 2012). Funciona mediante la adición sucesiva de material hasta obtener el objeto deseado. Su principal ventaja comparado con el sistema sustractivo son el menor costo del equipo de impresión 3D y el menor desperdicio de material (Alghazzawi, 2016).

3.2 IMPRESIÓN 3D

Corresponde a una tecnología de MA con variados usos tanto industriales como médicos . La gran variedad de tipos de impresoras 3D ha permitido utilizar distintos materiales con objetivos definidos, desde plásticos hasta células humanas para reemplazo de tejidos (Groth y cols., 2014; Liaw y Guvendiren, 2017).

El proceso de MA ha sido categorizado en 7 grupos (Piedra-Cascón y cols., 2021):

- Polimerización VAT.
- Extrusión de material.
- Filamento de material.
- Filamento de aglomerante.
- Fusión a base de polvo.
- Laminación.
- Deposición de energía.

La polimerización VAT es la tecnología de impresión 3D más utilizada en odontología para confección de coronas, restauraciones provisionales, puentes, carillas, bases para prótesis removibles, modelos anatómicos, guías quirúrgicas para implantes y alineadores de ortodoncia, utilizando materiales resinosos que pueden ser reforzados con rellenos metálicos o cerámicos para mejorar sus propiedades mecánicas (Liaw y Guvendiren, 2017). Los objetos confeccionados mediante polimerización VAT son considerados anisotrópicos, es decir, sus

propiedades mecánicas varían dependiendo de la orientación en que sea estudiado (Reymus y cols., 2020).

3.2.1 POLIMERIZACIÓN VAT

La polimerización VAT (tina en inglés) corresponde a la manufactura de objetos mediante la solidificación de polímeros líquidos fotosensibles (International Organization For Standardization, 2015). Estos polímeros son usualmente resinas, las que mediante distintos procesos de fotoactivación capa por capa logran pasar de un estado líquido a sólido, formando la estructura deseada (Bagheri y Jin, 2019). Las impresoras 3D que utilizan esta tecnología poseen un contenedor donde se encuentra la resina en estado líquido junto a una plataforma sumergida en ella. Los procesos de polimerización VAT varían en la fuente lumínica y el tipo de luz utilizada, entre los que destacan 3 grupos:

1. Estereolitografía (SLA): Este tipo de impresora 3D utiliza un haz circular de luz UV o láser dirigido mediante galvanómetros (reflectores) de manera que recorre toda el área a polimerizar provocando una reacción en cadena que transforma los monómeros a polímeros (Ngo y cols., 2018; Meglioli y cols., 2020). Este haz de luz puede venir desde arriba o desde abajo del contenedor de resina, dependiendo del modelo de impresora, lo que determinará si la plataforma irá subiendo o bajando. Es especialmente versátil, su haz de luz circular produce objetos de alta resolución y permite modificar los grosores de capa entre 25 – 100 μm (micrones). Su principal desventaja es el tiempo de impresión, debido a que el haz debe recorrer toda la superficie de capa a imprimir, siendo más lento comparado a otras tecnologías VAT (Redwood y cols., 2017). A pesar de esto, es uno de los métodos de MA más utilizado en odontología (Melchels y cols., 2010).
2. Procesamiento digital de luz (DLP): Tecnología muy similar a la SLA, sus principales diferencias son la fuente lumínica, velocidad de impresión y forma de polimerizado, ya que mientras la tecnología SLA utiliza un haz de luz circular, el DLP utiliza un proyector de luz LED compuesto por miles de

pequeños espejos de forma cuadrangular (voxel) capaces de polimerizar una capa completa de una sola vez (Atria y cols., 2022), disminuyendo el tiempo de impresión.

3. Pantalla de cristal líquido (LCD): Al igual que la tecnología DLP polimeriza una capa completa de una vez, sin embargo, utiliza luz UV emitida desde distintos LEDs, la que luego es filtrada por una pantalla LCD, permitiendo el paso lumínico solo de aquellos LEDs en la posición necesaria para lograr la polimerización de la capa requerida sin la necesidad del uso de un reflector que la dirija (Okolie y cols., 2020).

3.3 RESTAURACIONES PROVISIONALES

Corresponde a una restauración confeccionada con el objetivo de estabilizar, devolver función y mejorar la estética durante un periodo de tiempo determinado, siendo posteriormente reemplazada por una restauración definitiva, con la que comparte todas sus funciones y características a excepción del tipo de material utilizado (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005). Dentro de estas funciones propias del material elegido se encuentran (Federick, 1975; Krug y cols., 1975; Keys y cols., 2016):

- Facilidad de pulido: Evita el acúmulo de placa bacteriana y mejora la estética.
- Estabilidad dimensional: Permite una adecuada adaptación marginal.
- Baja conductividad térmica: Protege el complejo pulpo dentinario.
- Composición libre de irritantes pulpaes y gingivales: Protege el complejo pulpo dentinario y la salud periodontal.
- Adecuada resistencia mecánica: Devuelve funcionalidad y disminuye el riesgo de fracturas del remanente dentario.
- Estabilidad cromática: Mejora la estética.

A pesar de su indicación temporal, las restauraciones provisionales pueden estar un largo tiempo en boca antes de ser sustituidas, por lo que conocer y elegir adecuadamente el material a utilizar en su confección se vuelve indispensable. Dentro de los fracasos más comunes de las restauraciones provisionales se

encuentran la pérdida del contorno de la restauración, pérdida de la adaptación marginal y fracturas del material (Patras y cols., 2012). Para disminuir el riesgo de fracaso es conveniente utilizar materiales de mayor resistencia mecánica, siendo relevante en casos de rehabilitación extensa (Wendler y cols., 2017).

3.4 MATERIALES CONVENCIONALES E IMPRIMIBLES UTILIZADOS EN RESTAURACIONES PROVISIONALES

Las resinas acrílicas constituyen el principal material de uso restaurador provisional en odontología, el que puede ser dividido de acuerdo a su composición química en dos grupos (Burns y cols., 2003):

- En base a monometacrilatos: Polimetilmetacrilato (PMMA).
- En base a dimetacrilatos: Resinas bis acrílicas (bis-acril).

3.4.1 POLIMETILMETACRILATO (PMMA)

Aparece en la década de los 40', siendo uno de los materiales más antiguos y de los más usados en restauraciones provisionales (Burns y cols., 2003). Corresponde a una resina acrílica de metacrilato de metilo, siendo su presentación habitual polvo/líquido y polimerizando mediante autocurado o termocurado. Posee aceptables propiedades mecánicas y estéticas, fácil manipulación, biocompatibilidad y bajo costo (Maalhigh-Fard y cols., 2003; Haselton y cols., 2004), no obstante, es altamente exotérmico, presenta gran contracción volumétrica, porosidad superficial y presencia de monómero residual inicial, lo que puede ocasionar daños en la pulpa y periodonto (Gonçalves y cols., 2008; Keys y cols., 2016). Además, se ha observado que sufre de sorción acuosa y aumento en la porosidad superficial al ser expuesto a medios acuosos, lo que disminuye sus propiedades mecánicas y estéticas en el tiempo (Haselton y cols., 2004)

3.4.2 RESINAS BIS ACRÍLICAS (BIS-ACRIL)

Son resinas que presentan una matriz inorgánica con rellenos de origen cerámico/metálico que mejoran las propiedades mecánicas y una matriz orgánica compuesta de distintos monómeros resinosos acrílicos que modifican la viscosidad del material y calidad de enlaces, entre los que destacan TEGDMA, UDMA y

principalmente bis-GMA. El bis-GMA es un monómero híbrido con grupos epóxidos y metacrilatos que disminuye la contracción volumétrica durante la polimerización y que junto a TEGDMA confieren propiedades hidrófobas a la resina, por otra parte, UDMA modifica la viscosidad de esta, mejorando su manipulación. Así, junto a otros monómeros acrílicos se consigue producir enlaces cruzados de alta densidad durante la polimerización (Vaidyanathan y cols., 2015). Además, a la matriz orgánica se agregan pigmentos que mejoran la estética e iniciadores que producen radicales libres que permiten la polimerización. En general, su presentación es en cartuchos de automezcla, de forma que las proporciones de base y catalizador son exactas y evita la incorporación de burbujas a la mezcla. Las ventajas de este tipo de resinas son su buena capacidad de pulido, mínima reacción exotérmica, adecuado tiempo de trabajo, mayor dureza que el PMMA, mayor estabilidad dimensional, mínima cantidad de monómero residual, buena resistencia mecánica y al desgaste (Carvajal, 2001; Gratton y Aquilino, 2004; Vaidyanathan y cols., 2015). Entre sus desventajas encontramos una menor estabilidad de color en el tiempo comparado a PMMA, mayor fragilidad dada su poca elasticidad una vez polimerizado, propiedades mecánicas óptimas luego de 24 horas y mayor costo (Carvajal, 2001; Kerby y cols., 2013).

3.4.3 RESINAS IMPRIMIBLES DE USO ODONTOLÓGICO

Son un material resinoso fotosensible indicado en técnicas de impresión 3D con tecnología VAT. No pertenecen a ninguno de los grupos descritos anteriormente, no obstante, comparte parcialmente composición química con ambos, variando según fabricante e indicación particular. En general, las resinas imprimibles están compuestas por metilmetacrilato y rellenos inorgánicos como metales o cerámicas. Su rapidez de impresión, precisión y capacidad de replicar geometrías complejas han hecho de las resinas imprimibles una buena alternativa restauradora. Sus propiedades mecánicas e inocuidad, si bien son descritas por los fabricantes, aún no han sido estudiadas a profundidad, es por ello que la principal indicación en el uso de resinas imprimibles sigue siendo la restauración provisional (Reymus y cols., 2019). Su forma de presentación es en botes de resina líquida, de viscosidad variable y en variedad de tonos. Sus ventajas van directamente relacionadas a su

método de confección indirecto, tales como buena estética, adecuado ajuste marginal, nula reacción exotérmica, excelente pulido y ausencia de monómero residual (Dureja y cols., 2018). Cabe destacar que las impresoras 3D deben ser calibradas de manera periódica según las condiciones ambientales donde se encuentre, tomando en consideración principalmente la temperatura ambiental, de manera que se asegure la consistencia y precisión en la impresión (Revilla-León y cols., 2019).

3.5 POST PROCESADO DE RESINAS IMPRIMIBLES

El proceso de impresión 3D requiere de una etapa final denominada post-procesado (Redwood y cols., 2017), que reúne las maniobras en:

- Obligatorio: Remoción de los soportes.
- Terminación de superficie: Regularización de la superficie mediante el uso de lijas tanto en seco como al agua.
- Estética: Uso de aceites minerales de terminación, pulido de superficie o pintura.

Además de la etapa de post-procesado, los fabricantes recomiendan un post-procesado específico para cada tipo de resina con el fin de alcanzar sus propiedades mecánicas óptimas, ya que posterior a la etapa de confección existe una cantidad significativa de iniciador residual en la estructura (Stansbury e Idacavage, 2016), lo que se traduce en una menor conversión de monómero a polímero y con ello propiedades mecánicas más débiles. Esto se explica por la composición fotosensible de estas resinas, donde la penetración de los rayos UV a las capas más profundas es menor, lo que impide una óptima fotoactivación, disminuyendo la intensidad lumínica a medida que avanza capa por capa, por ello, se recomienda un post-procesado que incluya una fase de fotoactivación adicional con luz UV u hornos de termocurado (Uzcategui y cols., 2018). Se ha demostrado que realizar este post-procesado aumenta la conversión de monómero a polímero junto al largo de las cadenas poliméricas, mejorando las propiedades mecánicas de las resinas imprimibles tanto en resistencia flexural, microdureza y tracción (Beros y Astorga, 2006; Kim y cols., 2020).

El mercado ofrece una variedad de resinas imprimibles de uso odontológico, entre las que se encuentre la resina coreana LuDent TRY IN C&B de Luvantix, 3DMaterials Company, un material biocompatible según norma ISO 10993-1:2018 y norma ISO 7405:2018, indicado en restauraciones provisionales de coronas y puentes. El fabricante declara obtener restauraciones con excelente adaptación marginal, superficie pulida, alta resolución y estabilidad dimensional, además de una resistencia flexural de 124 MPa (LuDent, 2023).

3.6 FENÓMENO DE FLEXIÓN

La flexión corresponde a la deformación sufrida por un cuerpo alargado sometido a una carga (esfuerzo) de manera transversal a su eje mayor. Está compuesta por una combinación de cargas de compresión y tracción, donde se manifiesta un acortamiento de longitud en la superficie que recibe la carga y un aumento de longitud en la superficie opuesta, superficies llamadas fibras extremas (figura 1). Cuando estas fibras no se encuentran en equilibrio se provoca la fractura (Shames y Pitarresi, 2003).

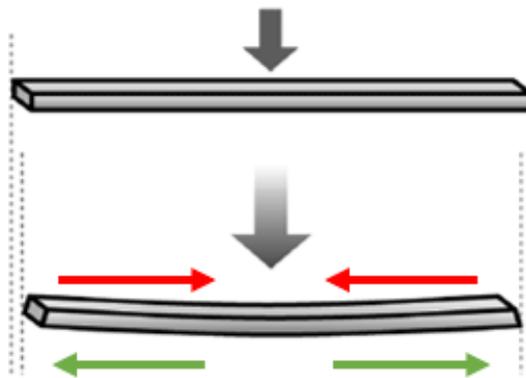


Figura 1. Diagrama de fenómeno de flexión con fibras extremas. En rojo: Compresión. En verde: Tracción. (Tipos de Esfuerzos Físicos, 2011).

La flexión ocurre en todos los cuerpos que reciben una carga, así, tanto la mandíbula como los dientes son flexionados en diversos sentidos y orientaciones durante la masticación, recibiendo cargas que pueden llegar en adultos jóvenes hasta los 727 MPa en hombres y 466 MPa en mujeres (Curiqueo y cols., 2015). En la masticación la mandíbula se enfrenta a fuerzas provenientes de la contracción

muscular y a las fuerzas reactivas de la articulación temporomandibular y oclusales, provocando flexión mandibular en sentido lateral, medial y sagital (Morales, 2018).

Se ha reportado que estos movimientos de flexión mandibular están asociados a desadaptación marginal de prótesis fijas, descementación y fracturas de las mismas, esto debido a que existe un cambio de la posición dentaria durante la masticación, tomando una posición de linguoversión (Sivaraman y cols., 2016). Considerando que las restauraciones temporales tienen entre la mitad y una décima parte de la resistencia de una restauración definitiva (Thompson y Luo, 2014) es crítico utilizar materiales adecuados que puedan adaptarse y resistir la función en el medio oral.

3.7 ENSAYO DE FLEXIÓN

El ensayo de flexión es una prueba de ingeniería que tiene como objetivo estudiar las propiedades mecánicas de un cuerpo de cierto material al ser sometido a cargas de flexión, dentro de las propiedades estudiadas se encuentran la resistencia flexural y el módulo flexural (también llamado módulo elástico en flexión).

Uno de los ensayos de flexión más utilizados es el ensayo de flexión en 3 puntos (figura 2), donde un objeto de sección transversal circular o rectangular es apoyado en sus extremos por dos soportes, mientras es sometido a una carga que aumenta de manera gradual en el punto medio, de manera que es posible observar el comportamiento del material a medida que la carga aumenta.

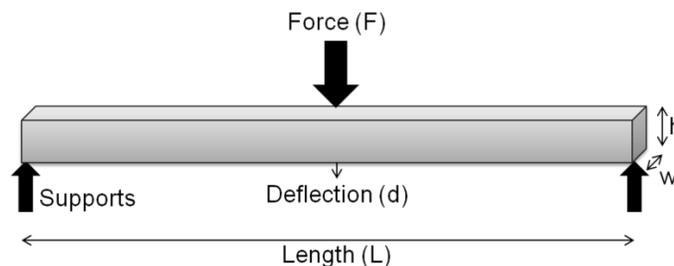


Figura 2. Diagrama de ensayo de flexión en 3 puntos. (F): Carga. (d): Deflexión de la probeta. (h): Alto de la probeta. (w) Ancho de la probeta. (L): Longitud entre los soportes (Adjwilley, 2014).

El resultado del ensayo es usualmente expresado en un gráfico de esfuerzo/deformación, facilitando la interpretación (gráfico 1).

Se han descrito dos tipos de deformaciones:

Deformación elástica: El cuerpo se deforma de manera reversible, de manera que al retirar la carga este vuelve a su forma original. En esta deformación se produce una deformación elástica lineal, es decir, la deformación es directamente proporcional a la carga aplicada, concepto conocido como Ley de Hooke.

Deformación plástica: Caracterizada por una deformación de tipo irreversible, donde una vez retirada la carga el cuerpo no vuelve a su forma original. Además, la deformación sufrida no es directamente proporcional a la carga ejercida, por ende, no cumple con la Ley de Hooke. La deformación continúa hasta el límite de fractura.

Gráfico de esfuerzo/deformación de polímeros

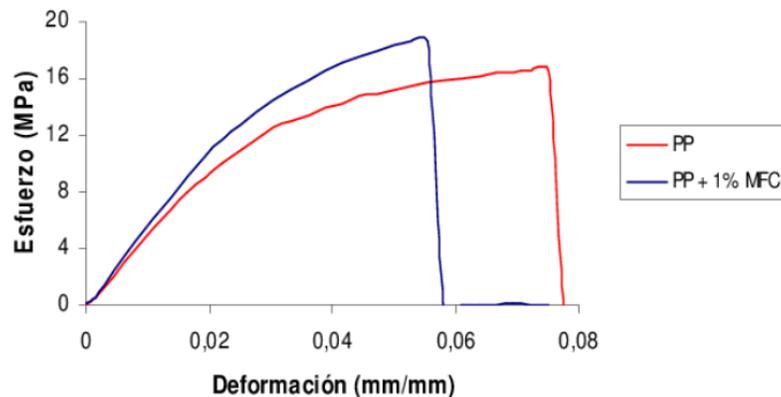


Gráfico 1. Gráfico de esfuerzo/deformación de polímeros reforzados con microfibrillas. (MPa): Megapascales. (mm/mm): Milímetros sobre milímetros. (PP): Polipropileno. (MFC): Microfibrilla de celulosa (Restrepo y cols., 2007).

La resistencia flexural o módulo de ruptura (σ) es el esfuerzo máximo que resiste un cuerpo al ser sometido a una carga justo antes de provocarse la fractura durante una prueba de flexión (Ashby, 2005). Su unidad de medida es el Pascal (Pa), aunque usualmente se expresa en valores de Megapascales (MPa, 10^6 Pascales).

El módulo elástico o módulo de Young es una constante derivada de la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación elástica que sufre un material, indicando la resistencia a ser flexionado y por ende la rigidez. Su unidad de medida también es el Pascal, que corresponde a un Newton por metro cuadrado (N/m^2), aunque en muestras pequeñas puede ser transformado a Newton por milímetro cuadrado (N/mm^2). En materiales poliméricos suele ser expresado en Gigapascales (GPa, 10^9 Pascales). A esta constante se le denomina módulo de elasticidad en flexión, modulo flexural o *MOE* (modulus of elasticity) (Zweben y cols., 1979).

Como se ha mencionado anteriormente, las propiedades mecánicas del material provisional deben ser consideradas en su elección, más aún en casos de pacientes con parafunción o extensa rehabilitación (Haselton y cols., 2002), siendo la resistencia flexural el parámetro preferido para determinar la indicación clínica por su fácil comprensión y aplicabilidad, que relaciona directamente la carga que puede soportar el material con la carga que recibirá en boca (Wendler y cols., 2017).

3.8 GROSOR DE CAPA

En la impresión 3D las propiedades mecánicas están condicionadas por diversos factores, tales como: orientación del filamento, espacios con aire y el grosor de capa (Mohamed y cols., 2015). Respecto al grosor de capa, estudios han señalado que disminuir su grosor aumenta el grado de conversión a polímero, aumentando con ello el número y extensión de cadenas poliméricas, disminuyendo la porosidad de la superficie y la absorción de humedad, lo que se traduce en una mejora de sus propiedades mecánicas (Ngo y cols., 2018), no obstante, otros estudios han señalado que los cambios de grosores de capa podrían afectar la adhesión entre ellas, ya que en la medida que existan mayor número de capas presentes, es mayor la probabilidad de generar espacios con oxígeno, inhibiendo una completa polimerización, provocando una expansión del material en el tiempo y con ello una desadaptación marginal (Gojzewski y cols., 2020). Sabbah y cols. (2021) determinaron que la variación de grosor de capa afecta la estabilidad dimensional en el tiempo, donde grosores de capa de 25 μm mostraron mayor estabilidad dimensional comparado a grosores de 50 μm y 100 μm . Ante estos antecedentes la

literatura sigue siendo controversial respecto a la relación entre grosor de capa y sus propiedades mecánicas.

3.9 NORMA ISO 10477:2020 “DENTISTRY POLYMER-BASED CROWN AND VENEERING MATERIALS”

Las normas ISO (International Organization for Standardization) son un conjunto de estándares validados a nivel internacional, que tienen como objetivo estandarizar el desarrollo de productos, de manera que garantizan cumplir con los requisitos necesarios para el desarrollo de un producto de calidad (Normas ISO, 2023).

La norma ISO 10477:2020 es la versión actual de la norma que regula y estandariza la confección de coronas y revestimientos a base de polímeros, la que clasifica estos materiales a partir de su método de activación para polimerizar:

- Tipo 1: Coronas y revestimientos en base a polímeros activados mediante mezcla de iniciador(es) y activador(es) (autocurado).
- Tipo 2: Coronas y revestimientos en base a polímeros activados mediante la aplicación de energía desde una fuente externa, como calor y/o radiación (visible o rangos UV);
 - Clase 1: Coronas y revestimientos en base a polímeros que no contienen un iniciador de fotoactivación.
 - Clase 2: Coronas y revestimientos en base a polímeros que sí contienen un iniciador de fotoactivación.
- Tipo 3: Coronas y revestimientos en base a polímeros activados mediante mezcla de iniciador(es) y activador(es) y además mediante la aplicación de energía desde una fuente externa (curado dual).

Los requerimientos de la ISO 10477:2020 varían dependiendo del tipo de polímero utilizado. La resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN utilizada en este estudio corresponde a un polímero de tipo 2 clase 2, siendo su requerimiento de resistencia flexural de valor igual o mayor a 50MPa, no obstante, la categoría de polímeros de impresión 3D no está descrita en la norma ISO, por ende, existen parámetros importantes no son considerados en la norma, como lo es el post procesado

obligatorio, donde una fase crítica es la eliminación de soportes de manera de obtener una probeta homogénea de resina, a esto se suma el post procesado propio de cada marca comercial de resina, proceso fundamental para obtener los valores de resistencia óptimos. Por último, la impresión 3D tiene una serie de parámetros que pueden ser modificados, como lo es el grosor de capa de impresión, característica que los fabricantes no establecen, además, a la fecha de publicación de este trabajo de investigación no existe una norma ISO asociada a materiales poliméricos impresos 3D, mientras que en la literatura actual la variación de grosor de capa ha demostrado resultados controversiales (Mohamed y cols., 2015; Ngo y cols., 2018; Gojzewski y cols., 2020; Sabbah y cols., 2021).

4. HIPÓTESIS

Las propiedades flexurales de la resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN impresa a través de la tecnología Liquid Cristal Display se ven modificadas al variar el grosor de capa utilizado en la impresión, al seguir la norma ISO 10477:2020.

5. OBJETIVO GENERAL

Comparar las propiedades flexurales de probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN al modificar su grosor de capa de impresión.

6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la resistencia flexural en probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN al utilizar grosores de capa de 25, 50, 75 y 100 μm .
2. Comparar la resistencia flexural en probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN al utilizar grosores de capa de 25, 50, 75 y 100 μm .
3. Determinar el módulo flexural en probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN al utilizar grosores de capa de 25, 50, 75 y 100 μm .
4. Comparar el módulo flexural en probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN al utilizar grosores de capa de 25, 50, 75 y 100 μm .

5. Evaluar el cumplimiento de la norma ISO 10477:2020 al utilizar grosores de capa de 25, 50, 75 y 100 μm en probetas de resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN.

7. METODOLOGÍA

7.1 CARACTERÍSTICAS DEL ESTUDIO

El siguiente estudio es de carácter experimental, con ensayos realizados en un ambiente controlado de laboratorio (In Vitro). La metodología utilizada se basa en la norma ISO 10477:2020, la cual clasifica los materiales de puentes y coronas dentales a base de polímeros y especifica sus requisitos, la forma de obtención de la muestra y tipo de pruebas mecánicas a la cual será sometido el material para determinar si cumple con los requisitos para su uso en la práctica profesional.

La investigación se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

7.2 DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL

La determinación del tamaño muestral correspondiente al número de probetas que serán sometidas al ensayo de flexión de 3 puntos sigue la recomendación de la norma ISO 10477:2020, donde se utilizan 5 probetas por grupo a estudiar, las que una vez que han sido testeadas son ordenadas y clasificadas según el cumplimiento del requisito de resistencia flexural $\geq 50\text{MPa}$.

7.3 OBTENCIÓN DE LA MUESTRA

A través del software TinkerCAD (Autodesk, California, Estados Unidos) se diseñó digitalmente una probeta de 25 milímetros de largo, 2 milímetros de ancho y 2 milímetros de alto (figura 3), dimensiones especificadas en la norma ISO 2020:10477. El archivo fue guardado en formato .STL siendo exportado al software Chitubox (Slicer). La impresión fue configurada con una angulación de 90° respecto a la plataforma de impresión, logrando así muestras con un menor número de soportes. Respecto al grosor de capa, se imprimieron de la siguiente manera:

- 5 probetas de 25 μm de grosor de capa.

- 5 probetas de 50 μm de grosor de capa.
- 5 probetas de 75 μm de grosor de capa.
- 5 probetas de 100 μm de grosor de capa.

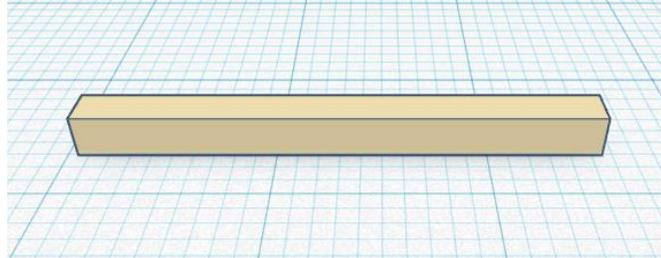


Figura 3. Modelado digital 3D de la probeta a través del software TinkerCAD previo a su impresión.

La impresión se llevó a cabo mediante la impresora 3D Ackuretta SOL de tecnología de polimerización LCD (figura 4), utilizando la resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN. Una vez obtenidas las muestras se procedió a realizar el post-procesado con el equipo Ackuretta CURIE (figura 5) siguiendo las indicaciones del fabricante (anexo 1).



Figura 4. Impresora Ackuretta SOL (Ackuretta, 2023).



Figura 5. Equipo de post procesado Ackuretta CURIE (Ackuretta, 2023).

A continuación, se procedió a eliminar los soportes y excesos de resina con papel abrasivo al agua grano 320 manteniendo la indemnidad de las superficies (figura 6). Pevio a su testeo las probetas fueron almacenadas en una solución acuosa grado II (ISO 3696) a $37 (\pm 1) ^\circ\text{C}$ por $24 (\pm 2)$ horas, siendo separadas en contenedores rotulados con el grosor de capa correspondiente (figura 7).

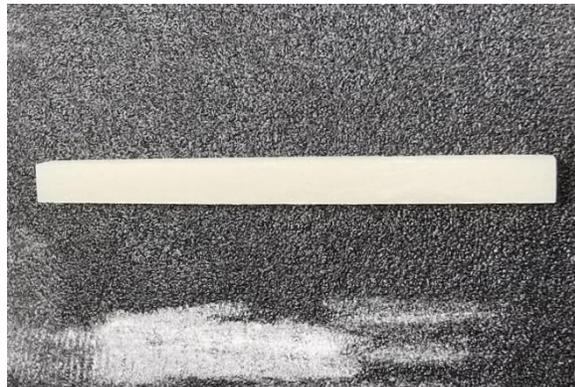


Figura 6. Eliminación de los soportes de impresión con papel abrasivo al agua grano 320.



Figura 7. Almacenamiento de las probetas en solución acuosa grado II previo a su testeo.

7.4 TESTEO DE PROBETAS

Las probetas permanecieron por 24 horas en la solución acuosa, siendo retiradas y secadas con papel absorbente al momento de realizar las pruebas. Se procedió a corroborar las medidas de ancho y alto de cada una de ellas con un pie de metro digital (tabla 1) de manera que nos permite estandarizar los resultados obtenidos relacionando el espesor de material, grosor de capa y resistencia flexural.

Tabla 1. Medidas de probetas en alto y ancho, agrupadas por grosor de capa y numeradas de L1 a L20.

Grosor de capa	Ancho (mm)	Alto (mm)
L1 25 μm	2,1	2,2
L2 25 μm	2,01	2,2
L3 25 μm	2,41	2,04
L4 25 μm	2,37	2,26
L5 25 μm	2,49	2,44

L6 50 μm	2,41	2,6
L7 50 μm	2,43	2,61
L8 50 μm	2,49	2,53
L9 50 μm	2,45	2,56
L10 50 μm	2,55	2,62
L11 75 μm	2,57	2,33
L12 75 μm	2,38	2,7
L13 75 μm	2,32	2,5
L14 75 μm	2,46	2,45
L15 75 μm	2,42	2,37
L16 100 μm	2,23	2,3
L17 100 μm	2,31	2,55
L18 100 μm	2,11	2,13
L19 100 μm	2,32	2,68
L20 100 μm	2,3	2,22

(L): LuDent. (μm): Micrones. (mm): Milímetros.

Así, las 20 probetas (5 por cada grosor de capa) fueron ordenadas, medidas y testeadas mediante la prueba de flexión en 3 puntos siguiendo la norma ISO 2020:10477. Para esto, se utilizó la máquina de prueba universal DEBEN Microtest Tensile Stages (Londres, Reino Unido), la que posee una plataforma de soporte compuesta por dos brazos cilíndricos con una distancia de 20 milímetros entre ellos y un brazo cilíndrico indentador. Las probetas fueron marcadas con lápiz grafito en el centro, haciendo coincidir la marca con el indentador (figura 8). La máquina fue calibrada a una velocidad transversal constante de $1,0 \pm 0,3$ milímetros, la que además registra la carga instantánea en Newton (N), la que se ejerce hasta la ruptura de las probetas.

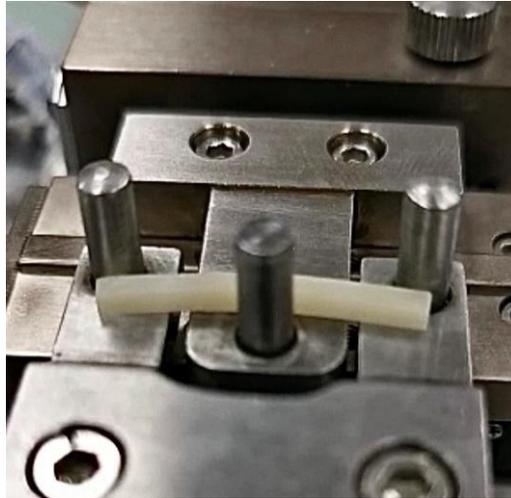


Figura 8. Prueba de flexión en 3 puntos. Se observa la probeta alineada a los soportes laterales y la flexión que se genera durante la prueba.

Una vez que los datos fueron procesados se realizó el cálculo tanto de la resistencia flexural como del módulo flexural de cada una de las probetas.

La resistencia flexural (FS) fue calculada en Megapascales (MPa), definida por la ecuación en la figura 9:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

Figura 9. Ecuación de resistencia flexural.

Donde:

σ : Resistencia flexural.

F: Carga máxima en Newton (N).

L: Distancia entre los soportes en milímetros (mm).

b: Ancho de la probeta en milímetros (mm).

h: Altura de la probeta en milímetros (mm).

El módulo flexural ($\mathcal{E}f$) fue calculado en Megapascales (MPa), definido por la ecuación de la figura 10:

$$\mathcal{E}f = \frac{FL^3}{4bh^3\delta}$$

Figura 10. Ecuación de módulo flexural.

Donde:

$\mathcal{E}f$: Módulo flexural en Megapascales (MPa).

F: Carga máxima en Newton (N).

L: Distancia entre los soportes en milímetros (mm).

b: Ancho de la probeta en milímetros (mm).

h: Altura de la probeta en milímetros (mm).

δ : Deflexión máxima en el centro de la probeta en milímetros (mm).

Posteriormente el módulo flexural es transformado a Gigapascales (GPa) para facilitar su comparación con otros sólidos resilientes.

Los requisitos para la aprobación de la norma ISO 10477:2020 están determinados por la tabla 2.

Tabla 2. Clasificación de los resultados de acuerdo con la norma ISO 10477:2020. En pruebas de resistencia flexural las muestras deben ofrecer una resistencia flexural ≥ 50 MPa para ser aprobadas. Se testean 5 muestras, de las cuales al menos 4 deben ofrecer una resistencia flexural ≥ 50 MPa para que el material sea aprobado en la primera prueba. En caso de aprobarse 3 muestras la prueba debe ser repetida, en esta repetición el material será aprobado si 5/5 muestras ofrecen una resistencia flexural ≥ 50 MPa.

Número de muestras aprobadas	Cumplimiento de la norma
Primera prueba	
4 a 5	Cumple
3	Debe repetir la prueba
0 a 2	No cumple
Segunda prueba (repetición)	
5	Cumple
0 a 4	No cumple

7.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó análisis estadístico con medidas de tendencia central y de dispersión, con el software Stata 14.2 (Stata Corp. LLC), con licencia correspondiente a la Universidad de Chile.

Las variables del estudio son de tipo cuantitativas, ocupándose medidas de tendencia central, tales como media, mediana y moda, y medidas de dispersión como rango, expuestas en la tabla 3.

Tabla 3. Resumen de variables operacionales de resistencia flexural y módulo flexural utilizados en análisis estadístico.

Tipo de variable	Definición conceptual	Definición operacional
Resistencia flexural: Dependiente	Esfuerzo máximo que resiste un cuerpo al ser sometido a una carga justo antes de provocarse la fractura durante una prueba de flexión.	Determinantes: a) Velocidad constante de aplicación de fuerza: 1,0 mm/min.

		<p>b) Fuerza: Newton (N). c) Área: mm².</p> <p>Indicadores: a) Megapascales (MPa). Operacionalización mediante software Stata 14.2.</p>
<p>Módulo flexural: Dependiente</p>	<p>Relación entre la carga aplicada y la deformación producida por esta carga en un cuerpo de prueba.</p>	<p>Determinantes:</p> <p>a) Velocidad constante de aplicación de fuerza: 1,0 mm/min. b) Fuerza: Newton (N). c) Área: mm². d) Pendiente en el rango elástico: Newton/milímetro (N/mm).</p> <p>Indicadores: a) Gigapascales (GPa). Operacionalización mediante software Stata 14.2.</p>

8. RESULTADOS

La información del ensayo de flexión fue obtenida a través de un software propio de la empresa DEBEN, propietaria de la máquina utilizada en este estudio, obteniéndose archivos independientes por cada probeta en formato .MTR, los que fueron transferidos al software OriginPro 2023 learning edition (figura 11) para realizar su lectura. Una vez que se accedió a los datos estos fueron transferidos al software Excel con licencia de la Universidad de Chile para realizar la confección de tablas y gráficos (figura 12).

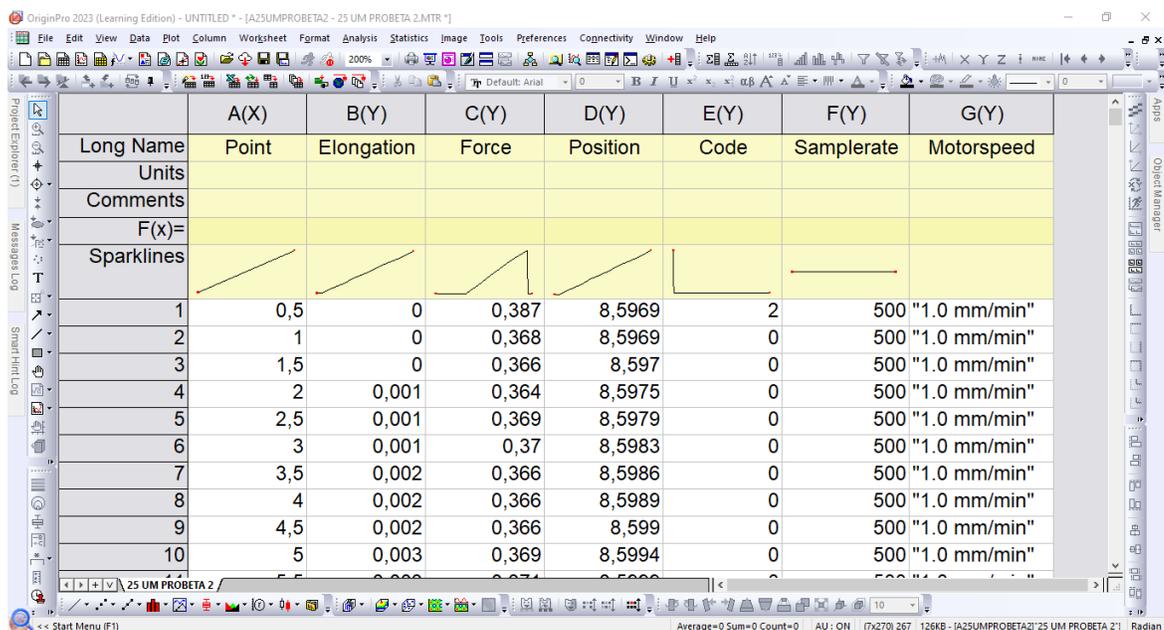


Figura 11. Lectura de datos con software OriginPro 2023 learning edition. En la imagen se pueden observar características de la prueba de flexión, siendo Elongation (deformación) y Force (Carga) los parámetros relevantes para este estudio.

grupo	Resistencia	Módulo	res25	res50	res75	res100	mod25	mod50	mod75	mod100
1	71.39	214.60	71.39	57.06	40.04	64.54	214.60	293.03	310.10	5.16
1	90.56	16.30	90.56	36.56	47.70	48.82	16.30	651.70	48.57	79.61
1	75.45	812.63	75.45	35.14	37.31	57.30	812.63	488.01	218.78	93.55
1	79.61	262.39	79.61	40.02	21.17	51.10	262.39	411.04	821.43	21.59
1	72.80	273.11	72.80	47.97	31.29	33.18	273.11	237.18	612.61	396.64
2	57.06	293.03								
2	36.56	651.70								
2	35.14	488.01								
2	40.02	411.04								
2	47.97	237.18								
3	40.04	310.10								
3	47.70	48.57								
3	37.31	218.78								
3	21.17	821.43								
3	31.29	612.61								
4	64.54	5.16								
4	48.82	79.61								
4	57.30	93.55								

Figura 12: Lectura de datos con software Excel. Al utilizar este software es posible realizar gráficos y tablas de manera que facilita la interpretación y lectura de los resultados.

Una vez que se obtuvieron los datos de las pruebas de flexión en 3 puntos de los diferentes grosores de capa se procedió a realizar gráficos de esfuerzo/deformación según el grupo de grosor de capa correspondiente (gráficos 2, 3, 4 y 5).

Gráfico de esfuerzo/deformación probetas de 25 μm

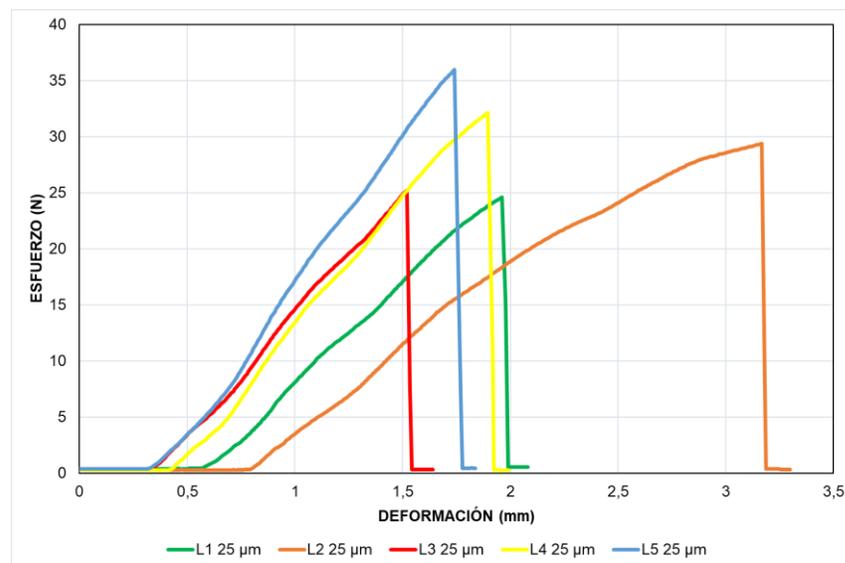


Gráfico 2. Obtenido a partir del ensayo de flexión en 3 puntos en probetas de 25 μm de grosor de capa. El eje X muestra la deformación sufrida por la probeta en milímetros (mm) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo aplicado en Newton (N).

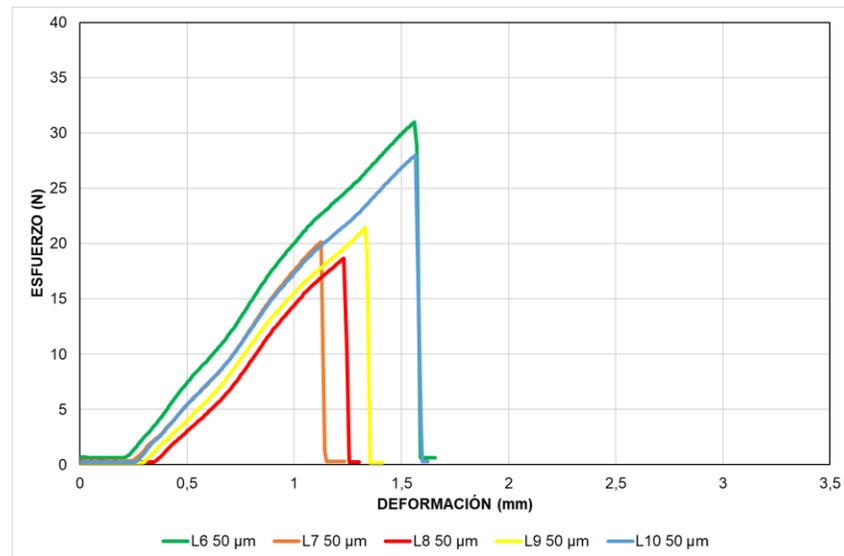
Gráfico de esfuerzo/deformación probetas de 50 μm 

Gráfico 3. Obtenido a partir del ensayo de flexión en 3 puntos en probetas de 50 μm de grosor de capa. El eje X muestra la deformación sufrida por la probeta en milímetros (mm) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo aplicado en Newton (N).

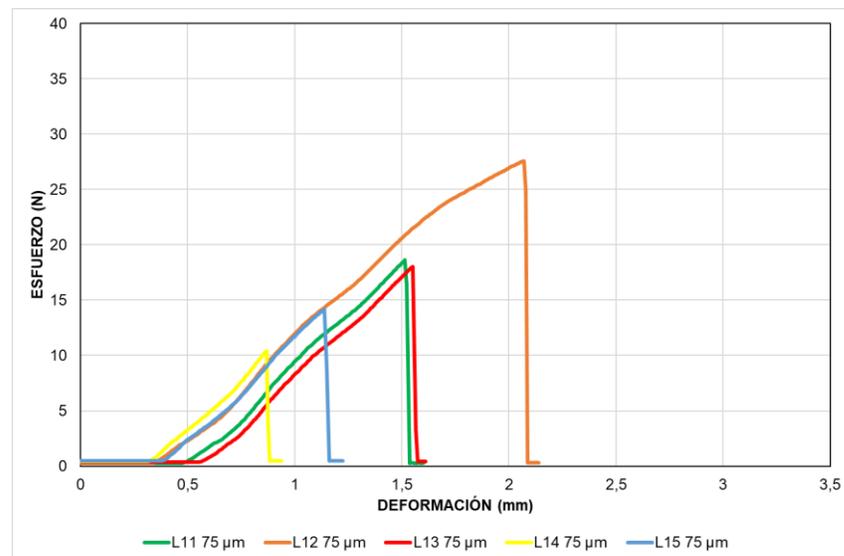
Gráfico de esfuerzo/deformación probetas de 75 μm 

Gráfico 4. Obtenido a partir del ensayo de flexión en 3 puntos en probetas de 75 μm de grosor de capa. El eje X muestra la deformación sufrida por la probeta en milímetros (mm) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo aplicado en Newton (N).

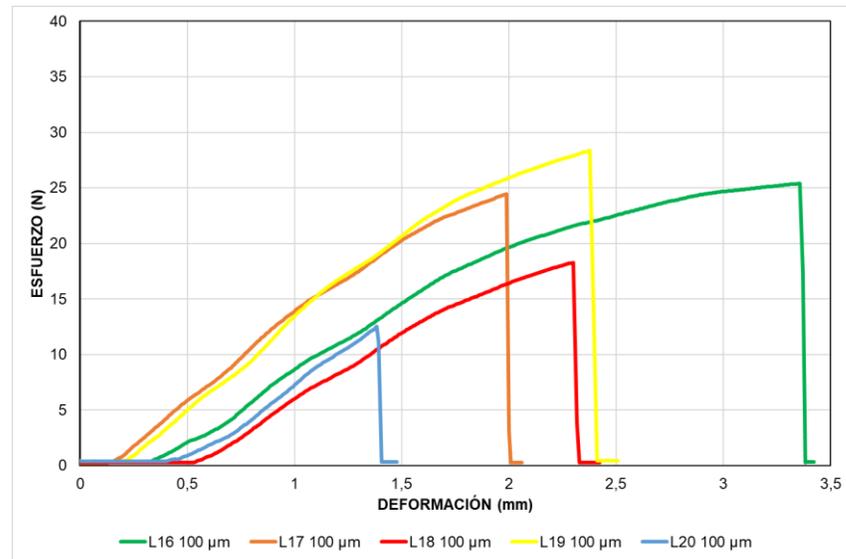
Gráfico de esfuerzo/deformación probetas de 100 μm 

Gráfico 5. Obtenido a partir del ensayo de flexión en 3 puntos en probetas de 100 μm de grosor de capa. El eje X muestra la deformación sufrida por la probeta en milímetros (mm) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo aplicado en Newton (N).

8.1 RESISTENCIA FLEXURAL

Los datos obtenidos a partir del ensayo de flexión en 3 puntos fueron resumidos en las tablas 4, 5, 6 y 7 donde se encuentra tanto la fuerza máxima como la resistencia flexural de cada una de las probetas sometidas al ensayo, siendo divididas según el grupo de grosor de capa perteneciente.

Tabla 4. Se presentan los datos obtenidos de fuerza máxima en junto a la resistencia flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 25 μm .

Probeta	Fuerza máxima (N)	Resistencia flexural (MPa)
L1 25 μm	24,63	71,393
L2 25 μm	29,368	90,563
L3 25 μm	25,227	75,458
L4 25 μm	32,125	79,615
L5 25 μm	35,976	72,803

(L): LuDent. (μm): Micrones. (N): Newton. (MPa): Megapascal.

Tabla 5. Se presentan los datos obtenidos de fuerza máxima junto a la resistencia flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 50 μm .

Probeta	Fuerza máxima (N)	Resistencia flexural (MPa)
L6 50 μm	30,99	57,066
L7 50 μm	20,174	36,561
L8 50 μm	18,669	35,14
L9 50 μm	21,424	40,029
L10 50 μm	27,992	47,974

(L): LuDent. (μm): Micrones. (N): Newton. (MPa): Megapascal.

Tabla 6. Se presentan los datos obtenidos de fuerza máxima junto a la resistencia flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 75 μm .

Probeta	Fuerza máxima (N)	Resistencia flexural (MPa)
L11 75 μm	18,623	40,042
L12 75 μm	27,587	47,7
L13 75 μm	18,034	37,311
L14 75 μm	10,42	21,17
L15 75 μm	14,178	31,291

(L): LuDent. (μm): Micrones. (N): Newton. (MPa): Megapascal.

Tabla 7. Se presentan los datos obtenidos de fuerza máxima junto a la resistencia flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 100 μm .

Probeta	Fuerza máxima (N)	Resistencia flexural (MPa)
L16 100 μm	25,381	64,546
L17 100 μm	24,445	48,822
L18 100 μm	18,286	57,305
L19 100 μm	28,385	51,103
L20 100 μm	12,537	33,18

(L): LuDent. (μm): Micrones. (N): Newton. (MPa): Megapascal.

El gráfico 6 fue confeccionado con el fin de exponer de manera más sencilla los valores promedios de resistencia flexural de cada grupo de grosor de capa a partir de las tablas 4, 5, 6 y 7.

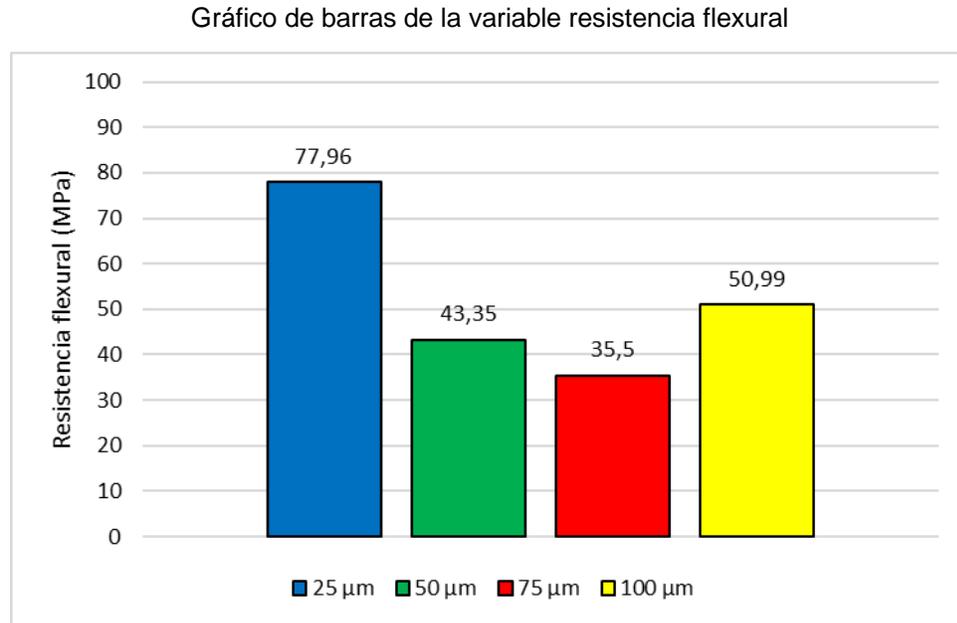


Gráfico 6. Valores promedio de resistencia flexural en Megapascuales (MPa) por grupo de grosor de capa.

Con el fin de realizar un análisis estadístico preliminar se confeccionó la tabla 8 que expone los valores de mediana, media y desviación estándar obtenidos de los datos de las tablas 4, 5, 6 y 7 siendo agrupados por grosor de capa estudiado.

Tabla 8. Mediana, media y desviación estándar de resistencia flexural según grosor de capa.

Grosor de capa	Mediana (MPa)	Media (MPa)	DE (MPa)
25 µm	79,615	77,697	7,706
50 µm	40,029	43,354	9,138
75 µm	40,042	35,503	9,947
100 µm	48,822	50,991	11,678

(µm): Micrones. (MPa): Megapascal. (DE): Desviación estándar.

A partir de los datos de las tablas 4, 5, 6 y 7 se realizó el análisis estadístico de los diferentes grupos de grosor de capa, aplicándose la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk (tabla 9) para evaluar si la distribución de datos para la variable de resistencia flexural es normal o no normal.

Tabla 9. Prueba de normalidad Shapiro-Wilk para la variable resistencia flexural. La prueba de Shapiro-Wilk permite evaluar si la distribución de datos es normal o no normal, lo que define los siguientes test a realizar. Se presenta el valor de p para cada grupo de grosor de capa estudiado. Un valor $p \leq 0.05$ indica una distribución no normal. Un valor > 0.05 indica una distribución normal.

Grosor de capa	n	Valor p
25 μm	5	0.270
50 μm	5	0.402
75 μm	5	0.959
100 μm	5	0.813

(μm): Micrones. (n): Número de muestras. (*): Distribución no normal.

Los resultados obtenidos de la prueba Shapiro-Wilk muestran una distribución normal de los datos de la variable resistencia flexural para los grupos estudiados, por lo que se continúa con la prueba de análisis de la varianza (ANOVA) (tabla 10), específico para datos de distribución normal, que nos permite definir la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados.

Tabla 10. Prueba ANOVA para la variable resistencia flexural. La prueba ANOVA permite conocer la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados para datos de distribución normal. Un valor $p \leq 0.05$ indica que existe diferencia estadísticamente significativa.

	Valor p
Prueba ANOVA	0.000 (*)

(*): Diferencia estadísticamente significativa.

El resultado obtenido de la prueba ANOVA muestra la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados para la variable resistencia flexural, sin embargo, no expone entre qué grupos se presenta, por lo que es necesario aplicar la prueba de Bonferroni (tabla 11) que corresponde a una prueba de comparación múltiple que nos permite establecer entre qué grupos existe diferencia estadísticamente significativa.

Tabla 11. Prueba de Bonferroni para la variable resistencia flexural. Se exponen los datos obtenidos de la prueba de Bonferroni. Un valor $p \leq 0.05$ indica la existencia de diferencia estadísticamente significativa.

	25 μm	50 μm	75 μm
50 μm	0.000 (*)		
75 μm	0.000 (*)	1.000	
100 μm	0.003 (*)	1.000	0.137

(μm): Micrones. (*): Diferencia estadísticamente significativa.

Los resultados obtenidos de la prueba de Bonferroni exponen un valor $p \leq 0.05$ entre el grupo de 25 μm de grosor de capa y los grupos de 50 μm , 75 μm y 100 μm . De esta manera y según los resultados presentados previamente, podemos establecer que la resistencia flexural del grupo de 25 μm de grosor de capa es significativamente mayor comparado a los grupos de 50 μm ($p = 0.000$), 75 μm ($p = 0.000$) y 100 μm ($p = 0.003$). Por otro lado, no existe diferencia estadísticamente significativa para la variable resistencia flexural entre los grupos de 50 μm y 75 μm ($p = 1.000$), 50 μm y 100 μm ($p = 1.000$) ni 75 μm y 100 μm de grosor de capa ($p = 0.137$).

Boxplot de la variable resistencia flexural

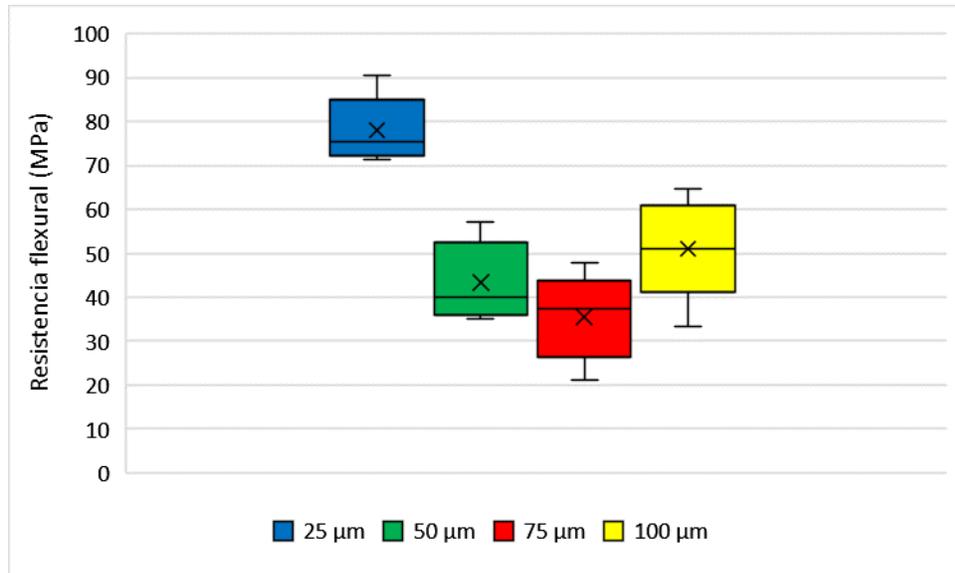


Gráfico 7. Boxplot con los datos agrupados para la variable de resistencia flexural en Megapascales (MPa) de los diferentes grupos de grosor de capa.

El gráfico 7 representa la dispersión de los datos de los grupos estudiados para la variable resistencia flexural. La caja representa el 50% de los datos para cada grupo de grosor de capa, donde el límite inferior corresponde al cuartil 1 y el límite superior corresponde al cuartil 3. La línea dentro de la caja representa la mediana o cuartil 2, mientras que las líneas horizontales fuera de las cajas representan los valores mínimos y máximos. De esta forma, es posible establecer evidentes diferencias respecto a la variable resistencia flexural, siendo el grupo de 25 μm de grosor de capa (77,6 MPa) el que presenta el valor promedio más alto al compararlo con los grupos de 50 (43,3 MPa), 75 (35,5 MPa) y 100 μm (50,9 MPa), lo que concuerda con el análisis estadístico presentado anteriormente.

8.2 MÓDULO FLEXURAL

Los datos obtenidos a partir del ensayo de flexión en 3 puntos fueron resumidos en las tablas 12, 13, 14 y 15 donde se encuentra el módulo flexural de cada una de las probetas sometidas al ensayo, siendo divididas según el grupo de grosor de capa perteneciente.

Tabla 12. Se presentan los datos obtenidos de módulo flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 25 μm .

Probeta	Módulo flexural (GPa)
L1 25 μm	0,214
L2 25 μm	0,016
L3 25 μm	0,812
L4 25 μm	0,262
L5 25 μm	0,273

(L): LuDent. (μm): Micrones. (GPa): Gigapascal.

Tabla 13. Se presentan los datos obtenidos de módulo flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 50 μm .

Probeta	Módulo flexural (GPa)
L6 50 μm	0,293
L7 50 μm	0,651
L8 50 μm	0,488
L9 50 μm	0,411
L10 50 μm	0,237

(L): LuDent. (μm): Micrones. (GPa): Gigapascal.

Tabla 14. Se presentan los datos obtenidos de módulo flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 75 μm .

Probeta	Módulo flexural (GPa)
L11 75 μm	0,31
L12 75 μm	0,048
L13 75 μm	0,218
L14 75 μm	0,821
L15 75 μm	0,612

(L): LuDent. (μm): Micrones. (GPa): Gigapascal.

Tabla 15. Se presentan los datos obtenidos de módulo flexural de cada una de las probetas de grosor de capa de 100 μm .

Probeta	Módulo flexural (GPa)
L16 100 μm	0,005
L17 100 μm	0,079
L18 100 μm	0,093
L19 100 μm	0,021
L20 100 μm	0,396

(L): LuDent. (μm): Micrones. (GPa): Gigapascal.

El gráfico 8 fue confeccionado con el fin de exponer de manera más sencilla los valores promedios de módulo flexural de cada grupo de grosor de capa a partir de las tablas 12, 13, 14 y 15.

Gráfico de barras de la variable módulo flexural

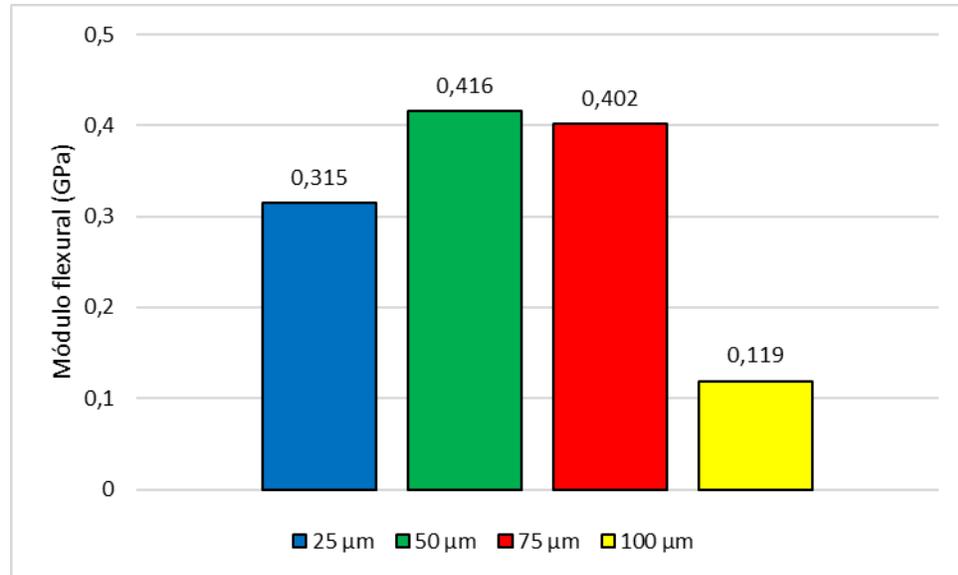


Gráfico 8. Valores promedio de módulo flexural en Gigapascales (GPa) por grupo de grosor de capa. Con el fin de realizar un análisis estadístico preliminar se confeccionó la tabla 16 que expone los valores de mediana, media y desviación estándar obtenidos de los datos de las tablas 12, 13, 14 y 15 siendo agrupados por grosor de capa estudiado.

Tabla 16: Mediana, media y desviación estándar de módulo flexural según grosor de capa.

Grosor de capa	Mediana (GPa)	Promedio (GPa)	DE (GPa)
25 µm	0,262	0,315	0,296
50 µm	0,411	0,416	0,164
75 µm	0,310	0,402	0,311
100 µm	0,079	0,119	0,159

(µm): Micrones. (GPa): Gigapascales. (DE): Desviación estándar.

A partir de los datos de las tablas 12, 13, 14 y 15 se realizó el análisis estadístico de los diferentes grupos de grosor de capa, aplicándose la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk (tabla 17) para evaluar si la distribución de datos para la variable de módulo flexural es normal o no normal.

Tabla 17: Prueba de normalidad Shapiro-Wilk para la variable módulo flexural. La prueba de Shapiro-Wilk permite evaluar si la distribución de datos es normal o no normal, lo que define los siguientes test a realizar. Se presenta el valor de p para cada grupo de grosor de capa estudiado. Un valor $p \leq 0.05$ indica una distribución no normal. Un valor > 0.05 indica una distribución normal.

Grosor de capa	n	Valor p
25 μm	5	0.165
50 μm	5	0.839
75 μm	5	0.786
100 μm	5	0.034 (*)

(μm): Micrones; (n): Número de muestras. (*): Distribución no normal.

Los resultados obtenidos de la prueba Shapiro-Wilk muestran una distribución normal para la variable módulo flexural en todos los grupos a excepción del grupo de 100 μm de grosor de capa, que presenta un valor $p = 0.034$, siendo de distribución no normal, por lo que se continúa con la prueba de Kruskal-Wallis (tabla 18), específico para datos de distribución no normal, que nos permite definir la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados.

Tabla 18: Prueba de Kruskal-Wallis para la variable módulo flexural. La prueba de Kruskal-Wallis permite conocer la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados para datos de distribución no normal. Un valor $p \leq 0.05$ indica que existe diferencia estadísticamente significativa.

	Valor p
Prueba de Kruskal-Wallis	0.139

(*): Diferencia estadísticamente significativa.

A diferencia de lo ocurrido en la variable resistencia flexural, el resultado obtenido de la prueba de Kruskal-Wallis expone que no existe diferencia estadísticamente significativa entre alguno de los grupos estudiados para la variable módulo flexural.

Boxplot de la variable módulo flexural

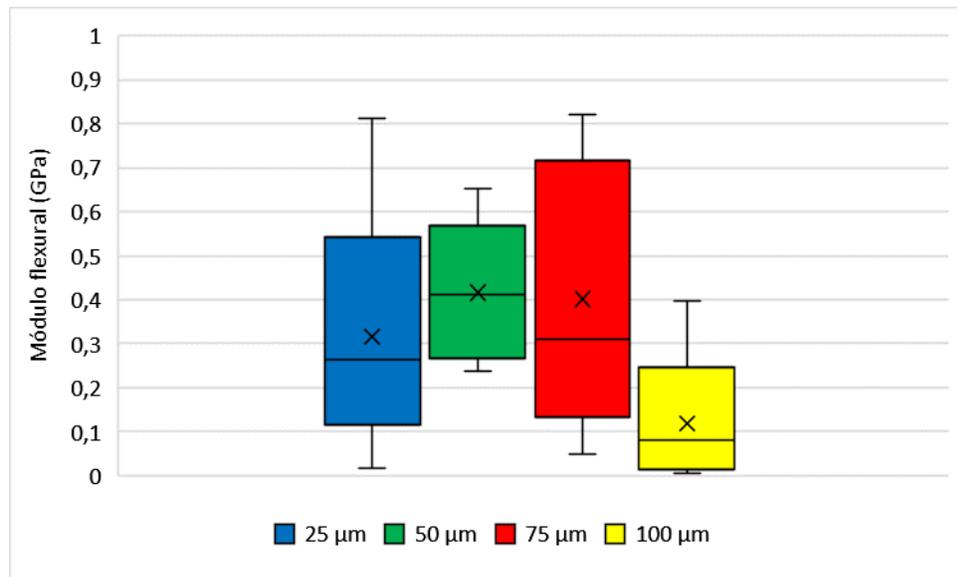


Gráfico 9. Boxplot con los datos agrupados para la variable de módulo flexural en Gigapascales (GPa) de los diferentes grupos de grosor de capa

El gráfico 9 representa la dispersión de los datos de los grupos estudiados para la variable módulo flexural. La caja representa el 50% de los datos para cada grupo de grosor de capa, donde el límite inferior corresponde al cuartil 1 y el límite superior corresponde al cuartil 3. La línea dentro de la caja representa la mediana o cuartil 2, mientras que las líneas horizontales fuera de las cajas representan los valores mínimos y máximos. De esta forma, es posible evidenciar que no existen marcadas diferencias entre los grupos respecto a la variable resistencia flexural.

8.3 NORMA ISO 10477:2020

En la tabla 19 se exponen los valores de resistencia flexural obtenidos en este estudio agrupados por su grosor de capa de y la evaluación por parte de la norma ISO 10477:2020 de acuerdo con la tabla 2 expuesta anteriormente.

Tabla 19: Evaluación de la resistencia flexural. Se exponen los valores de resistencia flexural de cada una de las probetas testeadas y su resultado respecto a la norma ISO 10477:2020, divididas por el grosor de capa correspondiente.

Probeta	Resistencia flexural (MPa)	Resistencia flexural \geq 50 MPa	¿Cumple norma ISO 10477:2020?
L1 25 μ m	71,393	SÍ	CUMPLE
L2 25 μ m	90,563	SÍ	
L3 25 μ m	75,458	SÍ	
L4 25 μ m	79,615	SÍ	
L5 25 μ m	72,803	SÍ	
L6 50 μ m	57,066	SÍ	
L7 50 μ m	36,561	NO	
L8 50 μ m	35,14	NO	
L9 50 μ m	40,029	NO	
L10 50 μ m	47,7	NO	
L11 75 μ m	40,04	NO	NO CUMPLE
L12 75 μ m	47,7	NO	
L13 75 μ m	37,311	NO	
L14 75 μ m	21,17	NO	
L15 75 μ m	31,291	NO	
L16 100 μ m	64,546	SÍ	
L17 100 μ m	48,822	NO	

L18 100 μm	57,305	SÍ	
L19 100 μm	51,103	SÍ	
L20 100 μm	33,180	NO	

(L): LuDent. (μm): Micrones. (MPa): Megapascales.

9. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que existe diferencia estadísticamente significativa entre los distintos grupos estudiados. Respecto a la propiedad mecánica de resistencia flexural, el grupo de 25 μm de grosor de capa de impresión 3D obtuvo valores más altos y estadísticamente significativos ($p < 0.05$) comparado a los grupos de 50, 75 y 100 μm (media de 77.6 MPa), mientras que los grupos de 50, 75 y 100 μm de grosor de capa no presentaron diferencia estadísticamente significativa entre ellos ($p > 0.05$). En el estudio de Perea-Lowery y cols. (2021) se evaluó la resistencia flexural en probetas de resina 3D de tamaño $3.2 \times 10 \times 65$ mm impresas con tecnología DLP a 0° , utilizando grosores de capa de 50 μm y 100 μm . Los autores dividieron los grupos según el post procesamiento utilizado, por un lado, luz UV con gas nitrógeno (hermético) por 3 minutos y un post procesado similar al del presente estudio con luz UV por 30 minutos y calor (60°C), en ambos casos a una longitud de onda de 405 nanómetros. Por otra parte, también separaron los grupos según su tipo de almacenamiento, dividiéndose en almacenamiento seco y en agua por 30 días. Se llevaron a cabo pruebas de flexión en 3 puntos, y se encontró que los valores de resistencia flexural no presentaron diferencia significativa entre los grupos de 50 μm y 100 μm en muestras secas, independiente del tipo de post procesado realizado, sin embargo, las muestras almacenadas en agua sí presentaron diferencia significativa, donde los grupos de 50 μm y 100 μm post procesados con luz UV y calor obtuvieron los valores más altos de resistencia flexural. Estos resultados son consistentes a los obtenidos en el presente estudio, donde los grupos de 50 y 100 μm de grosor de capa tampoco presentaron diferencia significativa en cuanto a la resistencia flexural utilizando muestras secas. Los autores sugieren que el post procesamiento desempeña un

papel fundamental en la impresión 3D de resinas. Según su investigación, se cree que la exposición de las muestras a la luz UV junto con una fuente de calor permite que los monómeros se muevan libremente a través de la matriz orgánica, debido a la temperatura elevada que disminuye la viscosidad de la resina, permitiendo que los monómeros formen cadenas poliméricas más largas. Esta condición de temperatura y luz UV beneficia a todas las muestras independiente del grosor de capa de impresión y, aparentemente, mejoraría las propiedades mecánicas a largo plazo. Alshamrani y cols., (2022) evaluaron la resistencia flexural en probetas de resina 3D de tamaño $25 \times 2 \times 2$ mm, impresas con tecnología DLP a 90° , utilizando grosores de capa de 25, 50 y 100 μm con prueba de flexión en 3 puntos. Además, los grupos fueron divididos según su post procesamiento entre luz UV por 5 minutos, luz UV por 15 minutos, calor por 5 minutos y calor por 15 minutos. Los autores registraron un valor de resistencia flexural más alto en el grupo de 50 μm , seguido por 100 y 25 μm , resultado distinto al obtenido en el presente estudio. Cabe destacar que Alshamrani y cols., (2022) no exponen en su totalidad el protocolo de preparación de muestras seguido durante el estudio, siendo el método de eliminación de soportes y pulido de las probetas una fase crítica en la obtención de las propiedades mecánicas finales, lo que podría explicar la diferencia en los resultados. Por otra parte, los autores evaluaron el grado de conversión polimérica, no presentando diferencia estadísticamente significativa entre ellos, no obstante, los valores más altos de conversión polimérica la obtuvieron los grupos de 25 μm y 100 μm al ser post procesados con luz UV por 15 minutos, siendo sugerido como un tiempo óptimo de exposición lumínica en muestras de estos grosores de capa, tiempo inferior al utilizado en el presente estudio. A su vez, los autores establecieron que el almacenamiento en agua por un 30 días disminuye significativamente la resistencia flexural de las muestras independiente del grosor de capa utilizado, concordante con Perea-Lowery y cols., (2021). Ambos autores establecen un punto en común relevante, ya que, considerando la similitud de almacenamiento en agua con las condiciones de la cavidad oral, podemos inferir que a medida que la restauración pasa tiempo en boca, el protocolo de post procesado pierde impacto en la resistencia flexural. Gad y Fouda, (2023) en su revisión sistemática

encontraron resultados similares a los obtenidos en el presente estudio, postulando que el grosor de capa y la resistencia flexural son inversamente proporcionales, es decir, a menor grosor de capa, mayor resistencia flexural. Los autores plantean que existe relación entre el tiempo de exposición lumínica y el grosor de capa, ya que muestras de menor grosor se encuentran más tiempo expuestas a la fuente de luz de la impresora 3D, por consiguiente, una forma de aumentar la resistencia flexural de un grosor de capa mayor (100 μm), es aumentar el tiempo de post procesado, coherente con lo expuesto anteriormente. Sin embargo, los autores también mencionan que el aumento en el número de capas de impresión es un factor de riesgo en las propiedades mecánicas finales, sobre todo al momento de entrar en función, ya que aumenta la probabilidad de sorción de agua y con ello un deterioro más rápido de las propiedades mecánicas producto del mayor número de interfases presentes en la estructura. Otro factor que considerar es la orientación de la impresión, donde grosores de capa de 25 μm a 90° aumentarían su resistencia flexural, misma orientación utilizada en este estudio con resultados consistentes a este planteamiento. Por su parte, como se ha expuesto previamente, la conversión polimérica está estrechamente relacionada a las propiedades mecánicas finales, es así como Reymus y cols., (2019) evaluaron a través de espectroscopía el grado de conversión polimérica en la resina de impresión 3D NextDent C&B al utilizar post procesamiento por luz UV, luz UV con gas nitrógeno (hermético) y luz LED, con grosores de capa de 25, 50 y 100 μm . Los autores obtuvieron que la conversión polimérica inicial (sin post procesado) fue significativamente mayor en el grupo de 25 μm , resultado que relacionaron al mayor tiempo de exposición a la fuente de luz emitida por la pantalla de la impresora 3D, la que es activada por cada capa, por lo que grosores menores involucran mayor número de activaciones, coherente con lo expuesto previamente por Gad y Fouda, (2023). Además, el mismo post procesado produciría valores de conversión polimérica diferentes en cada muestra según su grosor de capa de impresión, donde el grosor de capa de 25 μm obtiene particularmente mayor conversión polimérica al utilizar el post procesado con luz UV, concordante con lo expuesto por anteriormente por Alshamrani y cols., (2022), por lo tanto, el grosor de capa de impresión es un factor relevante para considerar

al momento de elegir el post procesado de la impresión. Continuando con Reymus y cols., (2019), una vez terminado el post procesado, los grupos de 50 μm y 100 μm presentaron mayor conversión polimérica comparado con el grupo de 25 μm , datos controversiales al compararlos con los resultados del presente estudio, considerando que existe una relación directamente proporcional entre conversión polimérica y propiedades mecánicas. Debido a que este estudio no contempla la medición de la conversión polimérica de las muestras, no se puede establecer una clara relación entre estos resultados y los obtenidos por Reymus y cols., (2019). En el estudio de Scherer y cols., (2022) se evaluó la resistencia flexural en probetas de resina 3D de tamaño 25 x 2 x 2 mm impresas con tecnología DLP a 0°, utilizando grosores de capa de 10, 25, 50, 75, 100, 125 y 150 μm , mediante prueba de flexión en 3 puntos. Posteriormente las muestras fueron post procesadas con luz UV por 30 minutos con longitudes de onda entre 300 – 550 nanómetros. Además, se dividieron en dos grupos según las condiciones de almacenamiento, sin envejecimiento y envejecimiento por termociclos de entre 5 – 55°C. Los autores establecieron que no existió diferencia significativa respecto al grosor de capa y la resistencia flexural tanto para los grupos no envejecidos como para los grupos envejecidos. Por otra parte, si existió diferencia estadísticamente significativa al comparar la resistencia flexural entre los grupos no envejecidos con envejecidos, estableciendo que, el grosor de capa no modifica significativamente la propiedad de resistencia flexural, mientras que, el envejecimiento de la resina si produce diferencia significativa en la resistencia flexural de las probetas, consistente con lo propuesto con anterioridad por Perea-Lowery y cols., (2021) y Alshamrani y cols., (2022). Soto-Montero y cols., (2022) evaluaron la resistencia flexural de probetas de resina 3D de tamaño 25 x 2 x 2 mm impresas con tecnología DLP a 0°, utilizando 4 marcas comerciales de resina 3D, grosor de capa de 50 μm y diferentes tiempos de post procesado, realizando una prueba de flexión en 3 puntos. Los autores obtuvieron valores iniciales (sin post procesado) de entre 19,5 - 34,2 MPa, siendo estos los valores más similares a los obtenidos en el presente estudio para el grupo de 50 μm de grosor de capa con post procesado de 20 minutos de calor y 30 min de luz UV (43,3 MPa). Estos números aumentaron drásticamente al realizar post

procesados de 5 minutos (82,5 - 96,3 MPa), llegando hasta 122,9 MPa con 20 minutos de post procesado. Los autores establecieron que existe una influencia significativa entre los materiales utilizados, el tiempo de post procesado y el valor de resistencia flexural. Esta diferencia de valores entre el estudio de Soto-Montero y cols., (2022) y el presente estudio puede estar condicionada por el tipo de resina 3D utilizada, tanto por la proporción de monómeros como el tipo de relleno inorgánico de cada marca comercial, de manera que, independiente del grosor de capa utilizado, existen factores como el tipo de resina 3D y tiempo de post procesado que deben ser considerados durante la confección de la impresión. A pesar de que los autores no establecen una relación entre resistencia flexural y grosor de capa, el resultado discutido refuerza la idea propuesta previamente en los estudios de Reymus y cols., (2019), Perea-Lowery y cols., (2021), Alshamrani y cols., (2022) y Gad y Fouda, (2023).

La propiedad mecánica de módulo flexural no evidenció diferencia estadísticamente significativa entre ninguno de los grupos del presente estudio ($p > 0.05$). Continuando con el estudio de Soto-Montero y cols., (2022), los autores también evaluaron el módulo flexural, con valores iniciales (sin post procesado) de entre 0,3 a 0,8 GPa, siendo estos los valores más similares a los obtenidos en el presente estudio para el grupos de 50 μm con post procesado de 10 minutos de calor y 30 min de luz UV (0,4 GPa). El valor de módulo flexural aumentó significativamente al aumentar el tiempo de post procesado, así, llegaron a valores de entre 2,5 - 3,3 GPa a los 20 minutos de post procesado UV. De la misma forma que se discutió la propiedad mecánica de resistencia flexural, la diferencia en los resultados de los autores y del presente estudio estaría relacionada al tipo de material de impresión 3D (composición química), siendo un factor relevante para considerar. Tahayeri y cols., (2018) reportaron que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre grupos de 25 μm , 50 μm y 100 μm de grosor de capa de impresión 3D para el módulo flexural. Perea-Lowery y cols., (2021), en el estudio previamente discutido, evaluaron el módulo flexural entre los grupos de 50 μm y 100 μm de grosor de capa, encontrando que, en condiciones secas, los grupos con 50 μm exhibían un módulo flexural más alto, mientras que posterior al almacenamiento por 30 días en agua el

módulo flexural era significativamente más alto comparado al grupo de 100 μm de grosor de capa. Estos resultados son atribuidos a la capacidad de penetración de la luz UV, que a mayor grosor de capa se ve disminuida, por lo que se genera una menor fotoactivación de la resina. Por ello, grosores de capa mayores requerirían de un post procesado que involucre más tiempo para alcanzar óptimas propiedades mecánicas, consistente con lo postulado anteriormente por Gad y Fouda, (2023).

En cuanto a la norma ISO 10477:2020 “Dentistry polymer-based crown and veneering materiales”, solo el grupo de 25 μm de grosor de capa cumple los requisitos mecánicos exigidos de resistencia flexural ≥ 50 MPa, mientras que el grupo de 100 μm debe repetir la prueba. Según lo que se ha discutido en el presente estudio, esta evaluación positiva para el grupo de 25 μm estaría relacionada con el mayor tiempo de luz al que estuvieron expuestas estas probetas durante su fase de impresión comparado a los demás grupos. Es relevante considerar que el fabricante en su información comercial no expone el grosor de capa utilizado en sus pruebas in vitro, así como tampoco propone un grosor de capa ideal, de forma que no se estaría optimizando la resistencia flexural de la resina.

Por otro lado, al evaluar la resistencia flexural de los materiales convencionales utilizados en restauraciones provisionales, el PMMA de autocurado presenta una resistencia flexural en torno a los 111 MPa, mientras que la resina Bisacrílica se acerca a los 118 MPa (Rayyan y cols., 2015). El presente estudio establece que la resistencia flexural media más alta obtenida con la resina de impresión 3D LuDent C&B TRY IN fue de 77 MPa en el grupo de 25 μm de grosor de capa, así, podemos establecer que la resina utilizada alcanza cerca del 70% de la resistencia flexural comparado a los materiales convencionales como el PMMA y resinas Bisacrílica, de manera que su indicación, al igual como lo mencionan Reymus y cols., (2019), sigue siendo la de material de restauración provisional, con las principales ventajas que confiere formar parte del digital workflow mencionadas anteriormente, sumado al bajo costo del equipo de manufactura, lo que convierte a las impresoras 3D en una alternativa interesante como vía de ingreso al mundo del flujo de trabajo digital en odontología. El módulo flexural más alto obtenido en este estudio fue de 0,4 GPa

en el grupo de 50 μm de grosor de capa, valor inferior a los que se pueden obtener con los materiales convencionales utilizados en restauraciones provisionales, donde el PMMA de autocurado alcanza un valor de 1,87 GPa (Hashem y cols., 2017) y la resina Bisacrílica de 2,77 GPa (Hada y cols., 2021), de esta manera se establece a la resina imprimible LuDent C&B TRY IN presenta una rigidez de aproximadamente el 25% comparado a los materiales mencionados, cualidad que ha sido relacionada a la eficiencia masticatoria, donde materiales de mayor rigidez obtienen una mayor eficiencia en la molienda (Macura-Karownik y cols., 2016).

9.1 ESTUDIOS FUTUROS

Las resinas de impresión 3D son sin duda un material prometedor dentro del ámbito odontológico, no solo como restauración, sino también como método de confección de modelos y guías quirúrgicas (Liaw y Guvendiren, 2017), no obstante, cuentan con poca evidencia y resultados controversiales entre los estudios que las evalúan, además, cabe recalcar que a la fecha no existen ensayos clínicos, por lo que es necesario seguir ahondando en sus características químicas y propiedades mecánicas. Dentro de las características poco estudiadas se encuentra la capacidad de reparación de estos materiales de manufactura aditiva, donde si bien utilizan monómeros comunes a otros materiales dentales de restauración, no se ha estudiado a profundidad la capacidad reparativa y pronóstico de la misma en el tiempo (Revilla-León y cols., 2019). Además, debido a la gran cantidad de parámetros configurables en el equipo de manufactura y la heterogeneidad en la composición química de las resinas de impresión 3D, es necesario establecer parámetros ideales como orientación de impresión, penetración de la luz, tipo de post procesado y tiempo del mismo según la resina que se use (Piedra-Cascón y cols., 2021), información provista por el fabricante pero que la evidencia ha demostrado que puede ser optimizada, por lo que el grosor de capa de impresión es solo una fracción de los muchos factores involucrados en la confección de una impresión 3D.

9.2 LIMITACIONES

La principal limitación de este estudio es la ausencia de una norma ISO específica para las resinas de impresión 3D de uso intraoral, lo que repercute en un protocolo poco estandarizado para el manejo de las probetas, donde la eliminación de soportes y pulido es relevante en el cuidado de las superficies, puesto que su alteración puede provocar variación en los resultados obtenidos en las pruebas mecánicas. Cabe destacar que la norma ISO 10477:2020 utilizada en este estudio evalúa polímeros fotoactivados no imprimibles.

La segunda limitación de este estudio tiene relación con la falta de información de los componentes químicos de la resina utilizada, información fundamental para caracterizar el comportamiento mecánico según los monómeros utilizados y sus concentraciones.

Por último, la escasa literatura asociada a las propiedades mecánicas estudiadas en la presente investigación, sumado a la heterogeneidad en sus metodologías, no permite una comparación concisa entre resultados, de manera que es necesario realizar más estudios para establecer relaciones claras y asertivas.

10. CONCLUSIONES

Este estudio *in vitro* evaluó los diferentes grosores de capa de impresión de una resina imprimible 3D y su relación con las propiedades mecánicas flexurales, concluyendo que:

- El grosor de capa de impresión de 25 μm presentó valores de resistencia flexural significativamente más altos.
- El valor de módulo flexural no se vio modificado significativamente por la variación del grosor de capa de impresión.
- Solo el grupo de 25 μm de grosor de capa de impresión aprobó satisfactoriamente la norma ISO 10477:2020.

Este proyecto de investigación fue financiado a través de los investigadores principales y asociados, declaramos no tener conflictos de interés en su realización (anexo 2).

11. BIBLIOGRAFÍA

Adjwilley. (2014). Flexural modulus measurement. Disponible en: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Flexural_modulus_measurement.png

Alghazzawi TF. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72-84.

Alshamrani AA, Raju R, y Ellakwa A. (2022). Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *BioMed Research International*, 2022, 1-9.

Ashby MF (2005). *Materials Selection in Mechanical Design Third Edition* | tuan nguyen thanh - Academia.edu. Elsevier. Disponible en: http://www.academia.edu/8200323/Materials_Selection_in_Mechanical_Design_Third_Edition

Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J y cols. (2022). 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(5), 804-815.

Bagheri A y Jin J. (2019). Photopolymerization in 3D Printing. *ACS Applied Polymer Materials*, 1(4), 593-611.

Beros I. (2006). Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. Disponible en <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/140260>

Bordignon F, Hahn A e Iglesias A. (2018). *Diseño e impresion de objetos 3D*. Disponible en: <https://libros.unlp.edu.ar/index.php/unlp/catalog/book/980>

Burns DR, Beck DA y Nelson SK. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474-497.

Carvajal J. (2001). Prótesis fija; preparaciones biológicas, impresiones y restauraciones provisionales. (Volumen 4). Editorial Mediterráneo Limitada. Disponible en: <https://es.scribd.com/doc/272540640/Protesis-Fija-Juan-Carlos-Carvajal-1>

Curiqueo A, Salamanca C, Borie E, Navarro P, Fuentes R y cols. (2015). Evaluación de la Fuerza Masticatoria Máxima Funcional en Adultos Jóvenes Chilenos. *International Journal of Odontostomatology*, 9(3), 443-447.

Davidowitz G y Kotick PG. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-570.

Dureja I, Yadav B, Malhotra P, Dabas N, Bhargava A y cols. (2018). A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computer-aided design/computer-aided manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(4), 314-320.

Duret F, Blouin JL y Duret B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720.

Federick DR. (1975). The provisional fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 34(5), 520-526.

Gad MM y Fouda SM (2023). Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 96-110.

Gojzewski H, Guo Z, Grzelachowska W, Ridwan MG, Hempenius MA y cols. (2020). Layer-by-Layer Printing of Photopolymers in 3D: How Weak is the Interface? *ACS Applied Materials and Interfaces*, 12(7), 8908-8914.

Gonçalves TS, de Menezes LM y Silva LEA. (2008). Residual monomer of autopolymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods. An in situ evaluation. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 722-727.

Gratton DG y Aquilino SA. (2004). Interim restorations. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 487-497.

Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW y Redmond WR. (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of Clinical Orthodontics : JCO*, 48(8), 475-485.

Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Katheng A y Minakuchi S. (2021). Comparison of Mechanical Properties of PMMA Disks for Digitally Designed Dentures. *Polymers* 2021, 13(11), 1745.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM y Dawson DV. (2004). Effect of Storage Solution on Surface Roughness of Provisional Crown and Fixed Partial Denture Materials. *Journal of Prosthodontics*, 13(4), 227-232.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM y Vargas MA. (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 225-228.

Hashem M, Al Rez MF, Fouad H, Elsarnagawy T, Elsharawy M A y cols. (2017). Influence of Titanium Oxide Nanoparticles on the Physical and Thermomechanical Behavior of Poly Methyl Methacrylate (PMMA): A Denture Base Resin. *Science of Advanced Materials*, 9(6), 938-944.

International Organization For Standarization. (2015). ISO - ISO 17296-2:2015 - Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock. Disponible en: <https://www.iso.org/standard/61626.html?browse=tc>

Kerby RE, Knobloch LA, Sharples S y Peregrina A. (2013). Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 21-28.

Keys WF, Keirby N y Ricketts DNJ. (2016). Provisional Restorations – A Permanent Problem? *Dental Update*, 43(10), 908-914.

Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE y cols. (2020). Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers*, 12(11), 1-20.

Krug RS. (1975). Temporary resin crowns and bridges. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 313-320.

Liaw CY y Guvendiren M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2), 024102.

LuDent. (2023). Biocompatible Resin Ludent. Disponible en: <https://ludent.com/biocompatible-resin/#try-in-cb>.

Maalhigh-Fard A, Wagner WC, Pink FE y Neme AM. (2003). Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Operative Dentistry*, 28(6), 734-739.

Macura-Karbownik A, Chladek G, Żmudzki J y Kasperski J. (2016). Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(1), 137-144.

Meglioli M, Naveau A, Macaluso GM y Catros S. (2020). 3D printed bone models in oral and cranio-maxillofacial surgery: a systematic review. *3D Printing in Medicine*, 6(1), 30.

Melchels FPW, Feijen J y Grijpma DW. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130.

Mohamed OA, Masood SH y Bhowmik JL. (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in Manufacturing* 2015 3:1, 3(1), 42-53.

Morales C. (2018). Morfología de la sección transversal mandibular en poblaciones actuales y arqueológicas que ejercen distintas intensidades de cargas masticatorias de acuerdo a su dieta. Disponible en: <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/146950>

Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ y Hui D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.

Normas ISO. (2023). Normativas de calidad y normas internacionales ISO. Disponible en: <https://www.normas-iso.com/>

Okolie O, Stachurek I, Kandasubramanian B y Njuguna J. (2020). 3D Printing for Hip Implant Applications: A Review. *Polymers*, 12(11), 1-29.

Patras M, Naka O, Doukoudakis S y Pissiotis A. (2012). Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(1), 26-38.

Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK y Lassila L. (2021). Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104254.

Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W y Revilla-León M. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *Journal of Dentistry*, 109, 300-5712.

Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A y Jimbo R. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 414-419.

Redwood B, Schöffner F y Garret B. (2017). *The 3D Printing Handbook: Technologies, design and applications*. Disponible en: <https://www.pdfdrive.com/the-3d-printing-handbook-technologies-design-and-applications-e184750686.html>

Restrepo-Osorio A, Zuluaga R, Castro C, Correa N, Vélez J y cols. (2007). Nanocomposites reforzados con microfibrillas de celulosa aisladas de paredes celulares del raquis de banano, *Scientia et Technica*, 4(36), 689-694.

Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A y Özcan M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 51-57.

Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D y cols. (2020). Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 24(2), 701-710.

Reymus M, Lümckemann N y Stawarczyk B. (2019). 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion, Quintessenz Verlags-GmbH. Disponible en: <https://www.quintessence-publishing.com/deu/en/article/833702>

Sabbah A, Romanos G y Delgado-Ruiz R. (2021). Impact of Layer Thickness and Storage Time on the Properties of 3D-Printed Dental Dies. *Materials*, 14(3), 1-10.

Scherer M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, Kois JC, Özcan M y cols. (2022). Influence of the layer thickness on the flexural strength of aged and nonaged additively manufactured interim dental material. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 68-73.

Shames I y Pitarresi J. (2003). *Introduction to Solid Mechanics*. Disponible en: <https://dokumen.tips/download/link/introduction-to-solid-mechanics-irving-h-shames-james-m-pitarresi>

Shillingburg HJ, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R y Brackett S. (2006). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics 3rd edition*. Disponible en: <https://www.slideshare.net/JohnLouieDeBelen/fundamentals-of-fixed-prosthodontics-3rd-ed-by-h-shillingburg1997pdf>

Sivaraman K, Chopra A y Venkatesh SB. (2016). Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(3), 215-225.

Soto-Montero J, de Castro EF, Romano B, Nima G, Shimokawa CAK y cols. (2022). Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dental Materials*, 38(8), 1271-1282.

Stansbury JW y Idacavage MJ. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54-64.

Strub JR, Rekow ED y Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.

Tahayeri A, Morgan MC, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A y cols. (2018). 3D Printed Versus Conventionally Cured Provisional Crown and Bridge Dental Materials. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(2), 192.

The Glossary of Prosthodontic Terms. (2005). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1), 10-92.

Thompson GA y Luo Q. (2014). Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 638-648.

Tipos de esfuerzos físicos. (2011). Federación de Enseñanza de CC.OO. de Andalucía, 15. Disponible en: <https://www.feandalucia.ccoo.es/docu/p5sd8567.pdf>

Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ y McLeod RR. (2018). Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. *Advanced Engineering Materials*, 20(12), 1800876.

Vaidyanathan T, Vaidyanathan J y Manasse M. (2015). Analysis of stress relaxation in temporization materials in dentistry. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(3), 55-62.

Van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.

Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W y cols. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99-109.

Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH y Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems - a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101-129.

Zweben C, Smith WS y Wardle MW. (1979). Test methods for fiber tensile strength, composite flexural modulus, and properties of fabric-reinforced laminates. *ASTM Special Technical Publication*, 674, 228-262.

12. ANEXOS

Anexo 1: Indicaciones de post procesado resina imprimible 3D LuDent C&B TRY IN (Luvantix).

Remoción de los excedentes de resina a través lavado ultrasónico con 2 ciclos de 2 a 3 minutos con solvente limpiador TEK1960 (éter monometílico de dipropilenglicol, succinato de dimetilo y alcohol etoxilado), solvente no tóxico con índice de evaporación similar al agua. Posteriormente secar con aire comprimido inmediatamente finalizado el lavado. Luego, posicionar la impresión en horno a 60°C por 10 minutos. Por último, realizar post curado con radiación UV por 30 minutos (LuDent, 2023).

Anexo 2: Declaración de conflicto de interés.



DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERÉS

Yo, Nicolás Améstica Fuenzalida, cédula 16.212.706-3, mayor de edad, profesión Cirujano Dentista, docente Profesor Asistente de la facultad de Odontología de la Universidad de Chile, declaro que no tengo ninguna situación de conflicto de interés real, potencial o evidente, en relación con la ejecución del PERIODO "Descripción de las propiedades mecánicas de resinas biocompatibles imprimibles, de uso intraoral. DIFO N° 2020/06" que da origen a la tesis titulada: "ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LOS DIFERENTES GROSORES DE CAPA DE IMPRESIÓN DE UNA RESINA IMPRIMIBLE 3D Y SU RELACIÓN CON LAS PROPIEDADES MECÁNICAS FLEXURALES, SIGUIENDO LAS ESPECIFICACIONES DE LA NORMA ISO 10477:2020". Del estudiante Joshua Patrick Ferreira Sanhueza.

Prof. Dr. Nicolás Améstica Fuenzalida
 Profesor asistente – Universidad de Chile
 16.212.706-3