



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

**ANÁLISIS COMPARATIVO DE PROPIEDADES FLEXURALES DE
TRES RESINAS IMPRIMIBLES BIOCOMPATIBLES DE USO
ODONTOLÓGICO, MEDIANTE UNA MODIFICACIÓN DE LA
NORMA ISO 10477:2020.**

PAULO STEFANO ORTEGA REINOSO

**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. Cristian Vergara Núñez

Tutor Experto

Dr. Rubén Cortes Herrera

Prof. Dra. Katina Marinkovic García

**Adscrito a Proyecto “Descripción de las propiedades mecánicas de resinas
biocompatibles imprimibles, de uso intraoral. DIFO N° 2020/06”
Santiago - Chile 2022**



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

**ANÁLISIS COMPARATIVO DE PROPIEDADES FLEXURALES DE
TRES RESINAS IMPRIMIBLES BIOCOMPATIBLES DE USO
ODONTOLÓGICO, MEDIANTE UNA MODIFICACIÓN DE LA
NORMA ISO 10477:2020.**

PAULO STEFANO ORTEGA REINOSO

**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. Cristian Vergara Núñez

Tutor Experto

Dr. Rubén Cortes Herrera

Prof. Dra. Katina Marinkovic García

**Adscrito a Proyecto “Descripción de las propiedades mecánicas de resinas
biocompatibles imprimibles, de uso intraoral. DIFO N° 2020/06”
Santiago - Chile 2022**

DEDICATORIA

A mi madre María, por su sacrificio y siempre instarme a ser mejor.

A mi padre Roberto, por su apoyo incondicional.

A mi pareja Catalina, por darme una paz que tanto necesitaba.

A mi familia, por su amor y palabras de aliento en momentos tan difíciles.

Y a mis amigos los HQLS, por ser una válvula de escape en esta caótica realidad.

AGRADECIMIENTOS

- Al equipo del departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la Pontificia Universidad Católica de Chile, por otorgarnos las facilidades para realizar nuestros testeos en sus instalaciones y responder nuestras dudas siempre con la mejor disposición.
- A Ítalo Tamburrino del programa de acompañamiento para tesis de la Universidad de Chile por su asesoramiento durante el desarrollo del presente trabajo.
- Al Doctor y Docente don Cristian Vergara, por su disposición y ayuda en el análisis estadístico de la presente investigación.
- Y a mi equipo tutor de la facultad de Odontología de la Universidad de Chile, Doctores Nicolás Améstica, Rubén Cortés y la Doctora Elizabeth Astorga, a los que les estoy profundamente agradecido por su dedicación a nuestra formación y acompañamiento durante este cierre de ciclo que significa este trabajo.

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 2 |
| 2.1. Flujo digital en odontología y tecnología CAD/CAM | 2 |
| 2.2. Maquinado por impresión 3D y tipos de impresión 3D | 4 |
| 2.3. Resinas acrílicas y resinas imprimibles | 5 |
| 2.3.1. Acrílico de uso odontológico | 6 |
| 2.3.2. Resinas Bisacrílicas | 6 |
| 2.3.3. Resinas imprimibles | 7 |
| 2.4. Post-procesado de resinas imprimibles | 8 |
| 2.5. Requisitos de restauraciones provisionales | 9 |
| 2.6. Mecánica de sólidos y propiedades mecánicas | 11 |
| 2.7. Fenómeno de Flexión e implicancias anatómicas | 13 |
| 2.8. Ensayo de Flexión, módulo flexural y resistencia flexural | 15 |
| 2.9. Norma ISO 10477:2020 | 19 |
| 3. HIPÓTESIS | 22 |
| 4. OBJETIVO GENERAL | 22 |
| 4.1. Objetivos Específicos | 22 |
| 5. MATERIALES Y MÉTODOS | 23 |
| 5.1. Características Del Estudio | 23 |
| 5.2. Determinación Del Tamaño Muestral | 23 |
| 5.3. Obtención De La Muestra | 24 |
| 5.4. Testeo De Muestras | 27 |
| 5.5. Análisis Estadístico | 31 |
| 6. RESULTADOS | 34 |
| 6.1. Módulo Flexural | 40 |
| 6.2. Resistencia Flexural | 45 |
| 6.3. Estándar ISO 10477:2020 | 51 |
| 7. DISCUSIÓN | 53 |
| 7.1. Resultados obtenidos y contraste con la literatura | 54 |

| | |
|--|----|
| 7.1.1. Composición, patrón de fractura en polímeros y curva Esfuerzo Deformación | 54 |
| 7.1.2. Módulo flexural y Resistencia Flexural | 58 |
| 7.1.3. Resistencia flexural y requerimientos funcionales | 62 |
| 7.2. Limitación del estudio | 64 |
| 7.3. Estudios futuros | 65 |
| 8. CONCLUSIONES | 67 |
| 9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 68 |
| 10. ANEXOS Y APENDICES | 87 |
| Anexo 1: Declaración de conflicto de interés | 87 |

RESUMEN

Propósito:

El propósito de este estudio fue evaluar el módulo flexural y la resistencia flexural de 3 materiales restauradores provisionales a base de resina imprimible, utilizando probetas fabricadas según la norma ISO 10477:2020, a partir de diseño y manufactura asistido por computadora (CAD-CAM), para finalmente compararlos entre ellos y con materiales convencionales para luego evaluar el cumplimiento de la norma ISO.

Materiales y Métodos:

5 especímenes de dimensiones de 80 mm × 10 mm × 4 mm se fabricaron para cada grupo, utilizando Resina imprimible Harz Labs Dental Sand (Grupo H), Resina imprimible 3D Materials Raydent C&B (Grupo R), y Resina imprimible NextDent C&B MFH (Grupo N). Para la impresión se utilizó Impresora LCD Anycubic Photon y post-procesamiento según protocolo especificado por cada fabricante. Se midió el módulo y resistencia flexural mediante datos obtenidos de prueba de flexión en 3 puntos, para posteriormente evaluar y comparar los valores obtenidos según protocolo norma ISO 10477:2020.

Resultados:

Los valores medios obtenidos para la variable módulo flexural fueron los siguientes: 0,72 GPa (grupo H), 0,5 GPa (grupo R) y 1,5 GPa (grupo N). Con distribución de datos no normal, mediante la prueba de análisis de varianza no paramétrica (Kruskal-Wallis) se da cuenta de diferencias significativas en los valores de los tres grupos ($P < 0,05$). De acuerdo con prueba de comparación múltiple de Bonferroni, los valores de módulo flexural del grupo de resina N fueron significativamente más altos que el de los grupos R y H ($p < 0,05$), no obstante, entre grupos R y H no se observaron diferencias significativas ($p > 0,05$). En cuanto a la variable resistencia

flexural los valores medios fueron los siguientes: 40,16 MPa (grupo H), 36,14 MPa (grupo R) y 73,42 MPa (grupo N). Con distribución de datos no normal, mediante la prueba de análisis de varianza no paramétrica (Kruskal-Wallis) se da cuenta de diferencias significativas en los valores de los tres grupos ($P < 0,05$). De acuerdo con la prueba de comparación múltiple de Bonferroni, los valores de resistencia flexural del grupo de resina N fueron significativamente más altos que el del grupo R ($P < 0,05$), no obstante, entre grupos N-H y R-H no se observaron diferencias significativas ($p > 0,05$). Según protocolo de la norma ISO 10477:2020 solo la resina NextDent C&B MFH cumple el apartado 5.4 y 7.5.5.2 que hace referencia a resistencia flexural igual o mayor que 50 MPa y número de especímenes exitosos durante la prueba de flexión en 3 puntos.

Conclusiones:

El grupo N (NextDent C&B MFH) presentó los valores más altos de módulo y resistencia flexural, y es la única de los materiales evaluados que cumple la norma ISO 10477 para el apartado resistencia flexural lo que avala su compatibilidad con el uso intraoral.

Palabras clave: Maquinado aditivo, CAD-CAM, provisionales, resinas imprimibles, módulo flexural, resistencia flexural.

1. INTRODUCCIÓN

En el entorno odontológico actual existen diversos materiales y métodos para la confección de restauraciones provisionales. Podemos encontrar estudios desde el clásico polimetilmetacrilato (PMMA) hasta materiales más modernos como las resinas bis acrílicas (Bis-GMA). Desde un punto de vista moderno una tecnología innovadora ha ido adquiriendo mayor fuerza, y esa es la tecnología de impresión 3D, en donde una de sus aplicaciones más recientes encontramos la confección de restauraciones provisionales por impresión 3D, siendo este un método pionero y que aún está en estudio.

Desde un punto de vista clínico y práctico, tanto los materiales convencionales como los nuevos materiales que vayan surgiendo deben cumplir con ciertos requerimientos y propiedades en favor de lograr un desempeño óptimo, asegurando una restauración provisional resistente y funcional. Entre estas características que son deseables y necesarias están la dureza superficial, resistencia flexural, fragilidad, adaptación marginal, fluorescencia, pulido final y color (*Carvajal, 2001; Burke y cols., 2005, Shillingburg y cols., 2006*). Desde el punto de vista del testeo de nuevos materiales, hay requisitos mecánicos que toman prioridad y relevancia en las fases preliminares, siendo la resistencia flexural uno de ellos.

La resistencia flexural en materiales dentales se considera un predictor de estabilidad y del comportamiento del material en función. Calidad que está relacionada con las características del material, así como el módulo flexural o módulo elástico en flexión. Por tanto, es un aspecto importante que considerar cuando se selecciona un material para realizar rehabilitaciones extensas, que comprendan varios dientes, o en rehabilitaciones mínimamente invasivas con paredes de material restaurador delgadas (*Wendler y cols., 2017*).

Por eso el presente trabajo de investigación tiene como finalidad evaluar las propiedades flexurales de materiales inéditos en la confección de restauraciones provisionales, resinas imprimibles manufacturadas mediante impresión 3D.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Flujo digital en odontología y tecnología CAD/CAM

Desde su concepción hasta la actualidad, el flujo digital de trabajo (o digital workflow en inglés) se ha convertido en una herramienta con creciente importancia para el trabajo clínico en la odontología moderna, teniendo como ventajas una mayor fidelidad y menor tiempo de trabajo en sillón, posicionándose poco a poco por sobre el método manual tradicional (*Homsy y cols., 2018; Hasansade y cols., 2020*).

El flujo digital de trabajo en odontología, y el ámbito biomédico en general, abarca fundamentalmente 3 procedimientos: obtención de registros, diseño digital y manufactura. (*Abduo y cols., 2018; Blatz y Cornejo, 2019; Zaid y cols., 2019; Carneiro y cols., 2020*)

1. Obtención de registros busca generar un modelo virtual, para ello se cuenta con variados métodos de escaneo, siendo posible agruparlos en:
 - a. Métodos indirectos: Por escaneo de modelos previamente obtenidos de manera convencional.
 - b. Métodos directos: Obteniendo los datos directamente desde el paciente mediante escáneres intraorales u otros medios, como tomografía computarizada.
2. Diseño digital: Consiste en el diseño del objeto a partir del modelo virtual, mediante software de diseño asistido por computadora (Computer Aided Design, CAD), existiendo softwares especializados para el campo médico y odontológico de gran variedad, tanto gratuitos como de pago. Estos archivos, tanto el modelo como el objeto a construir, son almacenados en extensión .STL, (Standard Triangulation Language/Lenguaje de triangulación

estándar). Los archivos STL usan triángulos para describir la superficie del objeto y generar una imagen tridimensional (*Redwood & cols., 2017*).

3. Manufactura: Con la restauración diseñada sobre el modelo virtual, se prosigue con la fabricación, mediante software de manufactura asistida por computadora (Computer Aided Manufacturing, CAM) y el equipo de fabricación.

Un punto común a todas las tecnologías de impresión tridimensional (impresión 3D) es la utilización de un software de corte (Slicer) que secciona el archivo STL en capas para su manufactura. El Slicer transforma el archivo STL en un archivo G-code, un lenguaje informático que consiste en un conjunto de instrucciones que indican a la máquina, que puede ser torno, fresadora, impresora 3D entre otras, las operaciones que debe realizar. De la misma manera el Slicer permite al operador definir los parámetros de construcción, como la colocación de soportes, grosor de capa y orientación de la construcción (*Redwood & cols., 2017*).

La confección del objeto puede realizarse con métodos de maquinado sustractivo y maquinado aditivo. (*Barazanchi y cols., 2017; Blatz y Cornejo, 2019*)

1. La fabricación sustractiva consiste en el maquinado por fresado de bloques de material previamente producidos, hasta lograr la forma deseada y es el tipo de manufactura más utilizado en odontología actualmente, aunque presenta el inconveniente de desperdiciar hasta 90% del material durante el proceso. (*Strub y cols., 2006*)
2. El método aditivo, como el prototipado rápido por impresión 3D, consiste en la construcción del objeto deseado capa a capa, logrando un objeto multilaminar en las 3 dimensiones del espacio. Este método generando menor desperdicio de material.

2.2. Maquinado por impresión 3D y tipos de impresión 3D

La impresión 3D, tecnología que data de finales de la década de los 80, se enmarca en el grupo de tecnologías de fabricación aditiva del proceso de manufactura del flujo digital de trabajo, y tiene un rango de aplicación amplio, pasando por la industria aeroespacial, armamentista, arte, diseño, arquitectura, medicina, entre otras (*Strub y cols., 2006*).

En el campo de la medicina se ha hecho frecuente el uso de la impresión 3D para el reemplazo de tejidos en el macizo craneomaxilofacial como hueso, cartílago, músculos y vasos sanguíneos, como también órganos con una microarquitectura compleja, como hígado y órganos linfoides, y para solucionar defectos anatómicos causados por secuelas de cáncer, trauma y defectos congénitos. (*Chia y Wu, 2015; Louvrier y cols., 2017; Liaw y Guvendiren, 2017*)

En el medio odontológico es posible observar considerables usos para diferentes tipos de impresoras 3D, más la tecnología más popular y de uso más extendido en la práctica es la tecnología por polimerización VAT. La polimerización VAT es un proceso de impresión 3D en el que una resina líquida fotosensible es curada selectivamente en un tanque (VAT en inglés). Actualmente, gracias a los avances tecnológicos, las impresoras 3D por polimerización VAT se encuentran divididas en 3 grandes grupos:

1. Estereolitografía (SLA): tecnología patentada por Chuck Hull en 1986, las impresoras SLA utilizan galvanómetros posicionados en el eje X e Y. Estos espejos dirigen rápidamente un rayo láser sobre el tanque de resina, curando y solidificando selectivamente una sección transversal del objeto. La desventaja de este tipo de impresora 3D es el tiempo de trabajo, ya que al utilizar un láser de punto tarda más en trazar la sección transversal del objeto (*Redwood y cols., 2017*).

2. Procesamiento Digital de Luz (DLP): Similar al funcionamiento de la impresión SLA, la DLP se diferencia en que utiliza un proyector de luz digital para proyectar una sola imagen (capa) por vez, logrando mayor rapidez que la SLA. Esto se debe a un dispositivo digital de micro espejos (DMD) que dirige la luz emitida por diodos emisores de luz (LED) o lámpara ultravioleta (UV). (*Redwood y cols., 2017*)
3. Estereolitografía Enmascarada (MSLA o LCD): Similar a SLA y DLP, esta impresora tiene varias fuentes de emisión LED de Radiación UV constantes e independientes, que pasan a través de una pantalla de cristal líquido (LCD), filtrando la luz, dando forma al objeto por una capa completa a la vez. (*Redwood y cols., 2017*)

Las tecnologías por polimerización VAT son las de uso más extendido en la práctica odontológica debido a su rapidez, alta resolución, menor costo y la habilidad para crear figuras complejas (*Liaw y Guvendiren, 2017*), pero con la particularidad de que los objetos creados por este método presentan anisotropía, es decir, que sus propiedades mecánicas dependen del eje o plano de carga y de la dirección de construcción (*Reymus y cols., 2020*). Se relata su uso para la confección de guías quirúrgicas, obturadores, dispositivos ortodónticos y ortopédicos, modelos de estudio y trabajo, prótesis removible y restauraciones provisionales para prótesis fija (*Alghazzawi, 2016; Meglioli y cols., 2020; Okolie y cols., 2020*). Para estos procedimientos se usan resinas acrílicas manufacturadas especialmente para este uso, denominadas resinas imprimibles.

2.3. Resinas acrílicas y resinas imprimibles

Las resinas acrílicas son materiales de uso frecuente en odontología, teniendo múltiples usos, siendo de las funciones más comunes y estudiadas, la confección de restauraciones provisionales (*Macchi, 2007*). Se pueden clasificar en 2 grupos

según su composición química: las resinas acrílicas basadas en homopolímeros de metacrilato como el polietilmetacrilato y polimetilmetacrilato (PEMA y PMMA, respectivamente) y resinas basadas mezclas de heteropolímeros de metacrilato como el bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA), llamadas resinas bisacrílicas.

2.3.1. Acrílico de uso odontológico

El acrílico de uso odontológico es la resina acrílica a base de homopolímeros de metacrilato más utilizada en odontología, con PMMA como base de la matriz polimérica y Dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA) como agente de entrecruzamiento de cadenas, siendo utilizado para la confección de prótesis removibles y coronas provisionales debido a su bajo costo, fácil manipulación, reducido tiempo de trabajo, biotolerancia y estética aceptable (*Maalhigh-Fard, 2003; Haselton y cols., 2004; Zafar, 2020*). Con presentación en formato polvo/líquido, su mecanismo de polimerización varía entre termocurado y autocurado. Con respecto a sus desventajas, presenta alta contracción de polimerización, presencia de monómero residual, fuerte reacción exotérmica durante la polimerización, alta porosidad superficial y pobre estabilidad cromática, situaciones potencialmente dañinas para la pulpa, el periodonto y la preparación biológica (*Goncalves y cols., 2008; Blasi y Barrero, 2011*). De la misma manera, el acrílico dental presenta una disminución de sus propiedades mecánicas al estar sometido a medios acuosos durante periodos prolongados, como sería su función en el medio bucal (*Haselton y cols., 2004; Zafar, 2020*).

2.3.2. Resinas Bisacrílicas

Las resinas bisacrílicas son materiales acrílicos híbridos, que incorporan en su estructura grupos químicos propios de las resinas epóxicas y metacrilatos. Su

composición se basa en una matriz orgánica compuesta principalmente por Bis-GMA y UDMA, relleno inorgánico de moléculas de sílice, zirconio, silano, pigmentos y un iniciador de polimerización (*Zúñiga y Quisiguiña, 2019*). Comercializadas como resinas compuestas de uso temporal, se diferencia de las de uso permanente en su porcentaje de relleno, rondando entre el 20-30% las bisacrílicas y entre 60- 80% las de uso permanente. Su presentación habitual es en formato de dos pastas en cartuchos de auto mezcla, y entre sus ventajas destacan menor contracción de polimerización que el acrílico dental, baja concentración de monómero residual e insignificante reacción exotérmica (*Gratton y Anquilino 2004*). También presenta mejoras en la estabilidad dimensional, resistencia mecánica y al desgaste debido a la incorporación de relleno inorgánico (*Asmussen y Peutzfeldt, 1998; Vaidyanathan y cols., 2015*). En sus desventajas, presenta mayor costo económico, rugosidad superficial, limitación de pulido, deficiente estabilidad de color frente a sustancias pigmentantes y mayor fragilidad que el acrílico dental (*Kerby y cols., 2013; Zúñiga y Quisiguiña, 2019*).

2.3.3. Resinas imprimibles

Las resinas imprimibles (RI) de uso odontológico son un grupo de materiales de composición intermedia entre el acrílico dental y las resinas bisacrílicas, con composición química específica para cada tipo de resina imprimible disponible en el mercado y con variadas funciones, las que pueden ser agrupadas en 2 tipos según su uso. Las RI Tipo 1 son resinas de modelado y las RI Tipo 2 son resinas de aplicación funcional, dentro de las cuales encontramos las RI de rehabilitación/restauración, que son utilizadas para la confección de coronas y puentes de uso provisional. Estas RI compatibles con la tecnología por polimerización VAT, son clasificadas como materiales poliméricos para coronas y recubrimientos de tipo II clase 2 por la ISO 10477:2020 Cap. 3 y 4, siendo materiales donde su polimerización se ve mediada por aplicación de energía por fuentes

externas, presentando compuestos iniciadores de fotopolimerización. Su formato de presentación es de resina líquida de consistencia viscosa, inodora, variando entre los matices A1, A2 o A3. Como materiales de rehabilitación temporal, a diferencia de las resinas acrílicas convencionales, al ser su uso exclusivo para confección mediante método indirecto la reacción exotérmica y contracción de polimerización no afecta al paciente, presentando excelente estética, además de lograr ajuste marginal óptimo y/o restauración de una o más piezas dentarias en tiempos reducidos, evitando las complicaciones relacionadas a la manipulación (*Yadav y cols., 2018*).

Para la confección de restauraciones provisionales el mercado ofrece diferentes opciones, entre las que destacan por su relación costo/calidad, propiedades mecánicas y disponibilidad en el mercado local: la resina imprimible NextDent C&B Micro Filled Hybrid (MFH) (de la empresa NextDent, de Los Países Bajos), la resina 3DMaterials® Raydent C&B (de la empresa 3DMaterials, de Corea del Sur) y la resina Dental Sand A3 (de la empresa HARZ Labs, de Rusia).

Por otro lado, estas características favorables sólo son alcanzadas posterior a la etapa de post-procesado, fase final de la manufactura por impresión 3D (*Redwood y cols., 2017*).

2.4. Post-procesado de resinas imprimibles

La etapa de post-procesamiento para la tecnología por polimerización VAT se fundamenta en la presencia de compuestos foto absorbentes en la composición de las RI, fundamentales para una correcta impresión pero que producen una menor profundidad de curado y disminución del grado de conversión de monómero a polímero, generando un producto con propiedades mecánicas inferiores a las esperadas. De esta manera, los fabricantes de las resinas especifican una serie de procedimientos necesarios para obtener las propiedades mecánicas óptimas del

material, entre las que se encuentran lavado con solventes orgánicos, lavado ultrasónico, post-curado con hornos de termocurado o fotocurado por radiación UV, todo con el fin de aumentar el grado de conversión de monómero a polímero en la profundidad del objeto impreso (*Uzategui y cols., 2018*), proceso que genera mejora de las propiedades mecánicas, principalmente la resistencia flexural y la dureza superficial (*Kim y cols., 2020*).

Adicional al Post-procesado propuesto por los fabricantes, la fase final de preparación del objeto impreso implica 2 fases comunes a otras tecnologías de impresión 3D, que son el postprocesado obligatorio y la terminación de superficie (*Redwood y cols., 2017*).

1. Post-procesado obligatorio: se eliminan los soportes construidos durante la manufactura, proceso que deja irregularidades superficiales.
2. Terminación de superficie: Se procede a eliminar irregularidades mediante pulido con papel lija de grano fino, seco o al agua.

2.5. Requisitos de restauraciones provisionales

Considerando que las resinas acrílicas convencionales para restauraciones temporales tienen entre la mitad y una décima parte de la resistencia de las resinas compuestas para restauraciones definitivas (*Thompson y Luo, 2014*), estas son susceptibles a fallar. Tanto las resinas convencionales como las RI como materiales de restauración temporal deben cumplir con requisitos funcionales similares a los de la restauración definitiva y que sean compatibles con el medio oral (*Burke y cols., 2005; Shillingburg y cols., 2006*). Entre estas disposiciones es posible encontrar requisitos relacionados con la configuración de la restauración y la destreza del operador y requisitos propios del material restaurador, siendo estas últimas las que son relevantes a nuestro estudio y se exponen a continuación:

- Protección pulpar: El material debe evitar o disminuir la conducción de estímulos térmicos del medio, además de evitar la filtración de saliva.
- Fácil limpieza: Los contornos de la restauración y el material deben permitir al paciente mantener una adecuada limpieza durante el tratamiento.
- Fuerza y Resistencia: El material debe tener la resistencia necesaria para no fracturarse durante la función y mantenerse intacta después del retiro, para volver a utilizarlo de ser necesario.
- Estética: El material debe proporcionar buena estabilidad cromática y color acorde a la necesidad.

De la misma manera, en el estudio de *Patras y cols. (2012)* se han descrito los fracasos más comunes de restauraciones provisionales, siendo las 3 causas principales la imprecisión marginal, fracturas y la pérdida de integridad del contorno externo. La imprecisión marginal se relaciona con la contracción de polimerización de los materiales y la distorsión resultante, siendo común en resinas acrílicas de autopolimerización con base de PMMA. Adicionalmente, defectos marginales están relacionados a la elección de método de fabricación, siendo el método indirecto el que otorga mejoras significativas a la adaptación marginal por sobre el método directo. La adaptación marginal también puede verse afectada por las condiciones propias de la cavidad oral y el uso prolongado.

Las fracturas pueden ocurrir durante diferentes tiempos clínicos y frecuentemente como resultado de la propagación de grietas desde un defecto superficial o resistencia inadecuada del material. Acumulación de tensiones durante la función masticatoria suelen conducir a la fractura, especialmente en áreas de conexión de provisionales extensos con la incorporación de burbujas durante la fabricación o paredes delgadas, especialmente en el sector cervical. La mejor forma de reducir la ocurrencia de fracturas es seleccionar el material apropiado basado en su comportamiento en el medio oral frente al envejecimiento, fatiga, solubilidad y desgaste. Como tema aparte, cuando hablamos de fracturas en polímeros, se suele

hacer la distinción de polímeros termoplásticos y termoestables. El PMMA como polímero termoplástico forma cadenas lineales entrelazadas a cadenas vecinas mediante enlaces débiles, como interacción de van der Waals, lo que genera cambios mecánicos al aumentar la temperatura, situación que es contrarrestada con la adición de EGDMA en el acrílico de uso odontológico. Por otro lado, las RI caen en la categoría de polímeros termoestables, que se caracterizan por no ser moldeados por la acción térmica una vez polimerizados, debido a que químicamente se enlazan mediante enlaces covalentes a cadenas vecinas. Los polímeros termoplásticos pueden presentar fracturas frágiles o dúctiles dependiendo de si la temperatura ambiente está bajo o sobre su temperatura de transición vítrea, mientras que los polímeros termoestables siempre presentan fracturas frágiles. Con esta información, cabe destacar que a la temperatura de la cavidad oral ambos materiales presentarían fracturas frágiles (*Callister y cols., 2009; Askeland y cols., 2016*).

La Pérdida de integridad del contorno externo se relaciona con la correcta morfología del contorno externo, que proporciona estabilidad oclusal y proximal, y mantiene la posición dentaria mientras se ejecuta la fase rehabilitadora.

2.6. Mecánica de sólidos y propiedades mecánicas

El estudio de las propiedades mecánicas de los materiales y la relación con su estructura se enmarca en la disciplina de la ingeniería mecánica, siendo la Mecánica de sólidos deformables la rama que nos otorga las herramientas necesarias para comprender la acción de fuerzas internas y externas sobre objetos sometidos a carga. La mecánica de sólidos deformables es una rama de la mecánica clásica, y estudia el comportamiento de sólidos deformables frente a la acción de fuerzas/cargas o efectos térmicos. Una aplicación típica de la mecánica de sólidos deformables es determinar a partir de cierta geometría original del objeto y las fuerzas aplicadas sobre él, si el cuerpo/material presenta capacidades mecánicas

compatibles con el trabajo asignado (*Wang y Qin, 2019*). Para estudiar el comportamiento de sólidos deformables es necesario introducir los conceptos de fuerza/carga, esfuerzo y deformación.

La fuerza (F) es una magnitud vectorial, con dirección, módulo y sentido, siendo el Newton (N) la unidad de medida en el sistema internacional (SI), de manera que 1 Newton se define como la energía necesaria para otorgar la aceleración de 1 Metro (M)/Segundo al cuadrado (S)² a un objeto de 1 Kilogramo (Kg) de masa. La fuerza es un fenómeno físico que puede cambiar el estado de movimiento de un cuerpo o deformarlo (*Callister y cols., 2009*).

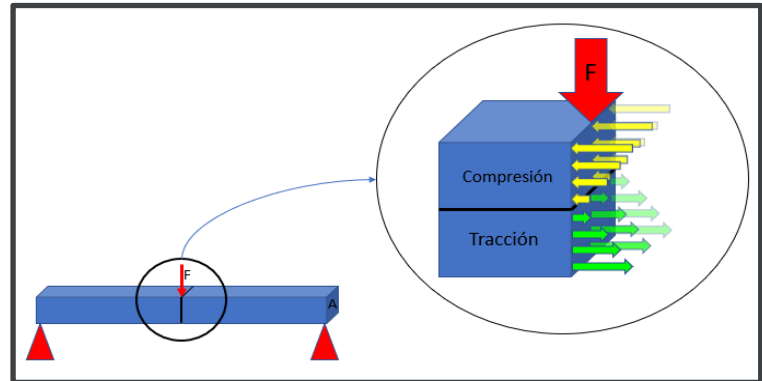
El esfuerzo, tensión o stress en inglés, es definido como una magnitud física que describe la distribución de fuerzas dentro de un cuerpo como respuesta a la aplicación de fuerzas externas, y es representada usualmente con la letra griega sigma minúscula (σ). El esfuerzo es una unidad de Fuerza dividida en Área (de la sección transversal del objeto), y su unidad de medida en el SI es el Pascal (Pa), descrito como 1 N de fuerza aplicado sobre 1 M².

La deformación o strain en inglés es una magnitud física que describe la razón de cambio de tamaño y/o forma de un objeto como consecuencia de la aplicación de fuerzas externas, y se representa con la letra griega Épsilon minúscula (ϵ). La deformación es una magnitud no vectorial, siendo expresada usualmente como porcentaje, o como cambio de dimensiones o longitud (ΔL) dividido por la dimensión o longitud inicial(L) del objeto. La deformación puede ser reversible o irreversible, dependiendo de las características del objeto/material y de la magnitud de las cargas aplicadas (*Callister y cols., 2009*).

2.7. Fenómeno de Flexión e implicancias anatómicas

La flexión es uno de los 3 fenómenos físicos relacionados a fuerzas de corte, junto con torsión y cizalladura/corte. La flexión se caracteriza por la carga paralela al área transversal de objetos generalmente alargados, generando que el objeto se arquee/doble y la deformación resultante se manifieste en la disminución de las dimensiones horizontales (deformación por compresión) en la superficie sobre la que se aplica la fuerza y el alargamiento de las dimensiones

Esquema 1: Diagrama de flexión y distribución de tensiones internas



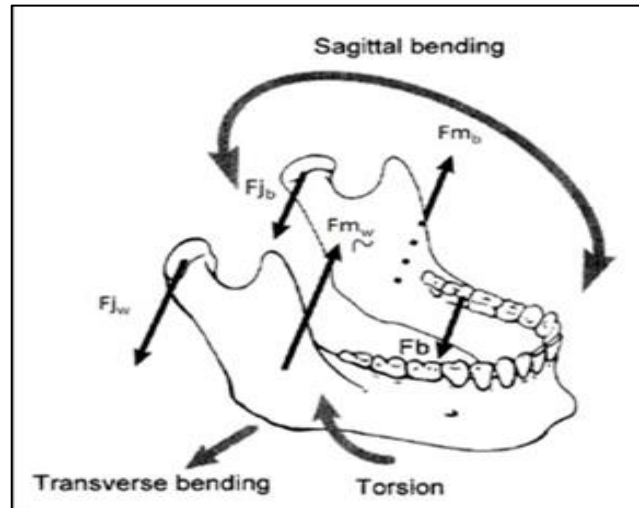
Esquema 1. En este esquema se muestra un cuboide colocado sobre soportes (triángulos rojos) sometido a una fuerza F en su punto medio. Al hacer un acercamiento, se muestra de qué forma se distribuyen los esfuerzos dentro del cuboide al ser sometido a flexión.

horizontales (deformación por tracción) en la superficie opuesta, como se muestra en el esquema 1. Las caras superior e inferior del objeto, llamadas fibras extremas, son sometidas a las máximas tensiones dentro de la muestra, ocasionando la fractura del material cuando no se logra un equilibrio (Shames y Pitarresi, 1999).

Desde el punto de vista fisiológico, la flexión también se hace presente durante la función masticatoria, tanto en los dientes como en la mandíbula. La fuerza masticatoria máxima en adultos jóvenes varía de 698N a 727N para hombres y de 370N a 466N para mujeres, teniendo los valores más elevados en la zona molar, disminuyendo gradualmente a medida que nos desplazamos hacia la línea media dentaria (Alfaro y cols., 2012; Curiqueo y cols., 2015). Con estas fuerzas en

consideración, durante la masticación existe flexión sagital y transversal que actúan sobre el hueso mandibular, como se muestra en el Esquema 2 (Morales, 2018).

Esquema 2: Flexión sagital y transversal de la mandíbula.



Esquema 2. Fuerzas y movimientos a los que es sometida la mandíbula durante la masticación molar unilateral. Fb es la fuerza masticatoria, Fmb y Fmw son las fuerzas musculares, Fjb y Fjw son las fuerzas articulares que ocurren tanto en el lado de trabajo como el de balance. La deformación que surge el cuerpo de la mandíbula se describe como una combinación de flexión sagital, flexión transversal y torsión. (Morales, 2018)

La mandíbula tiene la capacidad de flexionarse hacia medial con la sínfisis mandibular actuando como fulcrum, generando cambio de forma y disminución del ancho del arco mandibular durante las funciones de apertura y protrusión, como se muestra en el Esquema 3, pudiendo variar desde unos pocos micrómetros hasta más de 1 milímetro el ancho del arco. La flexión mandibular transversal es producida por la contracción de los músculos pterigoideos laterales que llevan los cóndilos mandibulares hacia medial y causan el desplazamiento sagital de los sectores posteriores de la mandíbula (Sivaraman & cols., 2015).

Las implicancias fisiológicas y clínicas que presenta la flexión mandibular es que afecta la posición relativa de los dientes en la arcada mandibular durante la función. Esto se traduce en un desafío al momento de rehabilitar, porque se genera mayor

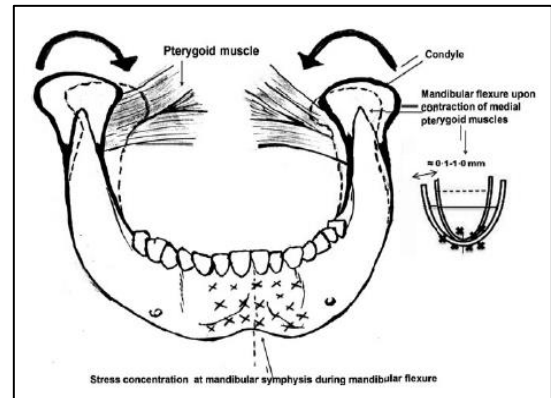
estrés sobre prótesis implanto soportadas y sus pilares, pobre adaptación marginal de prótesis fijas y removibles, distorsión de las impresiones, dolor durante la función, fractura de tornillos de implantes y coronas de porcelana, descementación de prótesis fijas y reabsorción ósea alrededor de implantes osteointegrados (Sivaraman & cols., 2015).

Considerando entonces que existe flexión sagital y medial en la mandíbula, es necesario que los materiales de restauración provisional, tales como resinas acrílicas, o resinas impresas en nuestro estudio, tengan la resistencia y la rigidez compatible para resistir estas fuerzas tanto estáticas como dinámicas, con el fin de cumplir con su función por el tiempo indicado sin presentar fallas. La forma de obtener esta información de los materiales es con ensayos mecánicos de flexión.

2.8. Ensayo de Flexión, módulo flexural y resistencia flexural

Los ensayos de flexión son pruebas utilizadas para determinar propiedades mecánicas de materiales frente al fenómeno de flexión, su relación esfuerzo-deformación y su resistencia. Esto se debe a que las pruebas de flexión muestran el comportamiento de los materiales ante situaciones de carga realistas, por la compleja expresión de tensiones de compresión, tracción y cizalladura que manifiesta la estructura durante la prueba.

Esquema 3: Flexión transversal de la mandíbula



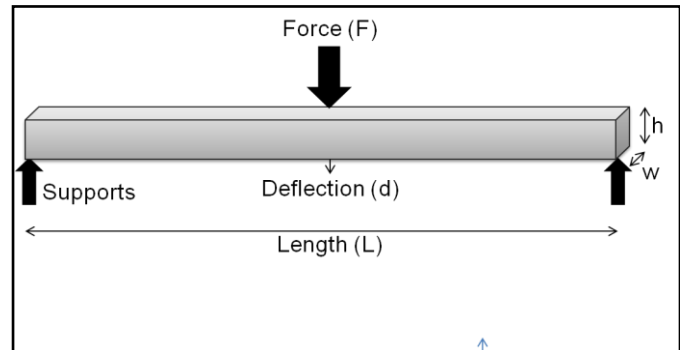
Esquema 3. Esquema que ejemplifica el actuar de los músculos pterigoideos laterales sobre los cóndilos, que llevan la mandíbula a flectarse hacia medial, aplicando el estrés en la línea media sinfisaria y acortando el arco mandibular. (Sivaraman & cols., 2016)

Una de las pruebas de flexión más utilizadas en ingeniería de materiales es la prueba de flexión en 3 puntos, y como se muestra en la Esquema 4, un objeto de sección transversal circular o rectangular es sometido a carga en la mitad de su largo, mientras los extremos son apoyados sobre soportes que distribuyen equitativamente la fuerza, y se registra la relación de carga aplicada (F) con la deflexión generada (d), que se manifiesta por arqueado de la muestra. El resultado de este ensayo se puede expresar como diagrama de esfuerzo – deformación para facilitar su estudio, como se muestra en el Gráfico 1.

Al observar cómo se deforma un objeto sólido a medida que la carga aumenta, es posible distinguir el paso por diferentes fases o etapas (que pueden estar o no presentes), diferenciando el comportamiento del material. En el gráfico 1, se muestran los diferentes comportamientos de un material.

El comportamiento o deformación elástica de los materiales se

Esquema 4: Diagrama Prueba de flexión en 3 puntos.



Esquema 4. Diagrama prueba de flexión en 3 puntos de una barra de sección transversal rectangular (Adjwilley, 2014)

Gráfico 1: Diagrama Esfuerzo-Deformación del acero por prueba de tracción simple

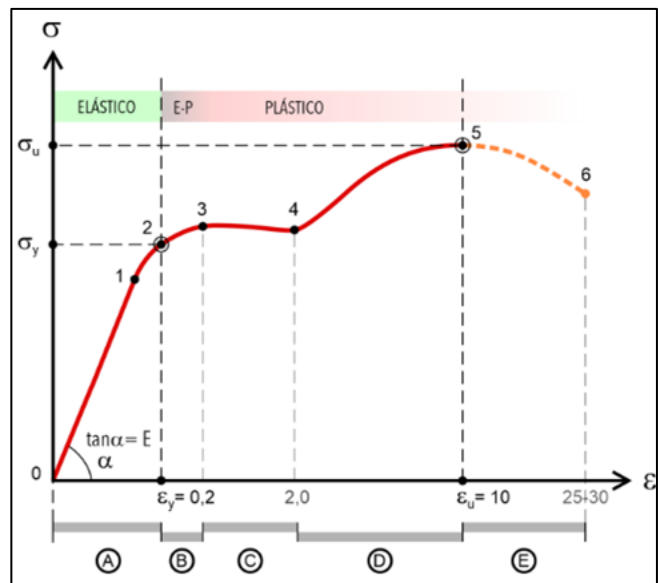


Gráfico 1. Diagrama esfuerzo- deformación del acero por prueba de tracción simple (Ortiz y Ledesma, 2020)

caracteriza por la capacidad del material de deformarse reversiblemente, volviendo a su configuración inicial cuando se retira el estímulo externo. Dentro de la etapa elástica tenemos un límite proporcional [1] donde la fuerza aplicada es proporcional a la deformación y un límite elástico [2]. Durante la fase elástica, la ley de Hooke postula que el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación y se relacionan a través de constantes elásticas, módulo de elasticidad longitudinal o de Young (E) para cargas uniaxiales y módulo de elasticidad transversal o de rigidez (G) para cargas paralelas al eje transversal (*Beer y cols., 2010*).

La segunda etapa se denomina comportamiento o deformación plástica, y se caracteriza por la irreversibilidad de la deformación, adquiriendo el material una nueva configuración distinta a la original, posterior al cese del estímulo externo, esto siendo generado por acumulación de dislocaciones y grietas en el material. Durante esta etapa, inicialmente existe deformación irreversible sin un aumento significativo del esfuerzo, para luego deformarse rápidamente manteniendo el esfuerzo. En la etapa de Acritud [D] se observa un endurecimiento en frío, producto de la acumulación de dislocaciones, y como consecuencia, existe un aumento de esfuerzo a medida que se va deformando, esto hasta llegar al esfuerzo último [5] donde el material se fractura, pudiendo ser de forma drástica con una fractura frágil o de manera gradual con una fractura dúctil, dependiendo de las características del material (*Popov y Balan, 2000; Marin García, 2008*).

Con el estudio del ensayo de flexión y el procesamiento de sus resultados es posible caracterizar el comportamiento y algunas propiedades del material, siendo el módulo flexural o elástico en flexión (E_f) y la resistencia flexural, dos propiedades que tienen gran importancia al momento de seleccionar el material adecuado para cada restauración.

El módulo flexural es una constante elástica derivada de las características de los materiales y mediante la ley de Hooke, da cuenta de la relación directamente

proporcional entre esfuerzo y deformación durante fase elástica de la curva esfuerzo deformación durante la flexión. Se considera una medida de la rigidez del material, dependiendo de la fuerza de los enlaces interatómicos y de la composición del material. Materiales como los metales presentan un módulo de Young y un módulo flexural que difieren levemente en valor, pero para polímeros esta diferencia se acentúa, siendo el módulo flexural hasta un tercio del módulo elástico en polímeros reforzados con fibra de vidrio (*Beer y cols., 2010; Askeland y cols., 2016*). El módulo flexural es una propiedad que se puede entender como la cantidad de esfuerzo necesario para lograr una deformación definida en un material expuesto a flexión, o también en términos más simples es la tendencia de un material al resistir ser doblado frente a una fuerza, ya que valores mayores dan cuenta de mayor rigidez. Su unidad de medida es el Pascal (Pa), siendo común que para materiales como metales y polímeros se exprese en Gigapascales (GPa, o 10^9 Pa) (*Callister y cols., 2009; Beer y cols., 2010*).

La resistencia flexural es una propiedad material de la mecánica de sólidos, que corresponde al esfuerzo o estrés máximos que es capaz de soportar un material antes de fallar mecánicamente (fractura y/o fluencia) al ser sometidos a una prueba de flexión (*Callister y cols., 2009; Ashby, 2016; Askeland y cols., 2016*). La resistencia flexural es un valor constante, independiente de la arquitectura del objeto, siendo la fuerza máxima soportada durante el ensayo la que varía según el grosor, ancho y distancia entre los soportes. Su unidad de medida en el sistema internacional es el Pascal (Pa), siendo común que para materiales como metales y polímeros se exprese en Megapascales (MPa, o 10^6 Pa).

Tanto las piezas dentarias como las restauraciones son sometidas a flexión dentro del sistema estomatognático, por lo que el material de restauración que se seleccione debe tener la rigidez y la resistencia flexural acordes para poder deformarse sin dislocarse y/o romperse ante la deflexión producida por la función masticatoria. El módulo y la resistencia flexural en el ámbito de los materiales

dentales son considerados de gran importancia, debido a que son predictores de estabilidad y longevidad de restauraciones. A mayores valores, mayor estabilidad frente a las fuerzas masticatorias, siendo características sumamente importantes al momento de elegir el material para restauraciones extensas, de varias piezas dentales o de grosor disminuido, que serán sometidas a cargas de mayor magnitud (*Wendler y cols., 2017*).

2.9. Norma ISO 10477:2020

Los estándares mínimos aceptables para el uso clínico de RI para confección de coronas y puentes se encuentran en la norma ISO 10477 del año 2020. Las normas ISO son un conjunto de normas orientadas a ordenar la gestión de una empresa en sus distintos ámbitos. De naturaleza variada y voluntaria, uno de los objetivos de las normas ISO es velar por la calidad de los productos o servicios entregados por las empresas, dando directrices para alcanzar y mantener mayores niveles de calidad (*Isotools Excellence, 2015*).

La norma ISO 10477:2020 clasifica los materiales dentales para confección de recubrimiento y coronas en base a polímeros, presenta las propiedades que deben cumplir los materiales, el método de preparación de las muestras, almacenamiento y testeado de estas, además de fijar los valores mínimos necesarios para su compatibilidad con el uso intraoral. Para la propiedad de resistencia flexural, se considera un valor igual o mayor a 50 MPa para considerar al material como idóneo para uso intraoral.

En la tabla 1 se exponen valores promedio de resistencia flexural promedio de las resinas imprimibles a estudiar, proporcionadas por los fabricantes, como también valores estándar de resinas acrílicas de uso odontológico, así como en la tabla 2 se muestran valores promedio de resistencia flexural de otros materiales de uso odontológico como también del sustrato dental.

Tabla 1: Resistencia flexural de resinas acrílicas de uso provisorio en rehabilitación oral.

| Resina acrílica | Resistencia Flexural |
|-----------------------------|----------------------|
| Bis-GMA | 118 MPa |
| PEMA autocurado | 33,7 MPa |
| PMMA termocurado | 87,9 MPa |
| PMMA autocurado | 95,1 MPa |
| PMMA CAD/CAM | 105,1 MPa |
| RI NextDent C&B MFH | 100-130 MPa |
| RI 3Dmaterials Raydent C&B | 100 MPa |
| RI Harz Labs Dental Sand A3 | 96 MPa |

Tabla 1. En la tabla 1 se muestra los valores promedio de resistencia flexural de diferentes resinas acrílicas de uso provisorio en rehabilitación oral. (Asmussen y Peutzfeldt, 1998; Matweb, 1999; Sideridou y cols., 2003; Roux y cols., 2013; Hashem y cols., 2014; Ramírez y cols., 2015; Rayyan y cols., 2015; Abdulmohsen y cols., 2016; NextDent, 2016; Anne y cols., 2017; Dorocka-Bobkowska y cols., 2017; Astudillo-Rubio y cols., 2018; Jafari y cols., 2018; Zhang J y cols., 2018; 3D Materials, 2019; Hada y cols., 2021; Harz Labs, 2021; NextDent, 2021)

Tabla 2: Resistencia flexural promedio de tejido dentario y materiales de uso odontológico.

| Material | Tipo de prueba realizada | Resistencia Flexural |
|---|--------------------------|----------------------|
| Esmalte Dental Bovino | test 3 puntos | 179 MPa |
| Dentina Humana | test 3 puntos | 212 MPa |
| Cerámica Feldespática | Test 3 puntos | 137 MPa |
| Cerámica Disilicato de litio | Test 3 puntos | 344 MPa |
| Cerámica Alúmina Reforzada con Zirconio | Resistencia biaxial | 1142 MPa |
| Zirconio estabilizado por Itria | Resistencia biaxial | 1266 MPa |
| Aleación Níquel Cromo | Test 3 puntos | 1542 MPa |
| Aleación Cromo Cobalto | Test 3 puntos | 1554 MPa |

Tabla 2. En la tabla 2 se muestra los valores promedio de resistencia flexural de diferentes materiales de rehabilitación y de tejido dentario. (Plotino y cols., 2007; Morenza y cols., 2009; Khoroushi y cols., 2011; Alghazzawi y cols., 2012; Facenda y cols., 2018; Zafar, 2020; Roulet y cols., 2021)

Si bien se podría pensar que el presente estudio carece de relevancia debido a que los fabricantes ofrecen información sobre las propiedades mecánicas de sus materiales, es importante destacar que estos datos sólo son útiles como parámetros

referenciales y son más bien insuficientes para la caracterización de los materiales frente a flexión, por tres motivos principales:

En primera instancia, la ISO 10477:2020 no considera la preparación de muestras bajo maquinado aditivo por impresión 3D, método para el cual están diseñados estos materiales, ni tampoco describe procedimientos posteriores a la manufactura, como lo es el postprocesado, siendo que la literatura y los mismos fabricantes afirman que mejoran sus propiedades mecánicas y son imprescindibles para su uso, por lo que los valores promedios proporcionados por el fabricante, no se condicen necesariamente con el desempeño real de los materiales testeados según los lineamientos de la norma ISO.

En segunda instancia, se sabe que cada material, debido a su composición, presenta un comportamiento mecánico único y no es posible establecer la relación esfuerzo- deformación a rangos de fuerzas específico, como los rangos de fuerza masticatoria, solo con el valor promedio de la resistencia flexural. Por eso, se hace necesario obtener un espectro de datos más completo para realizar un análisis realista del comportamiento mecánico de cada material en estudio en su rango funcional y de qué manera se deforma durante la función masticatoria.

En último término, el objeto de este estudio son un grupo de materiales heterogéneos con respecto a su composición y de data reciente, con literatura escasa e información limitada sobre la composición de cada resina se hace posible y necesario comparar sus comportamientos frente a cargas, evaluando el cumplimiento de los requisitos mínimos para su uso clínico y de esa forma pronosticar su desempeño para ser considerados como materiales de rehabilitación provisoria de primera elección en el corto o mediano plazo.

3. HIPÓTESIS

La resistencia flexural de las tres resinas imprimibles biocompatibles, impresas a través del método de impresión tridimensional “Liquid Crystal Display” (LCD), es igual o mayor a 50 Mpa, haciéndola compatible para el uso intraoral según las especificaciones de la norma ISO 10477:2020.

4. OBJETIVO GENERAL

Comparar el módulo y la resistencia flexural de tres resinas imprimibles biocompatibles, según las especificaciones de la norma ISO 10477:2020.

4.1. Objetivos Específicos

1. Determinar el módulo flexural y la resistencia flexural de la resina imprimible biocompatible NextDent C&B MHF
2. Determinar el módulo flexural y la resistencia flexural de la resina imprimible biocompatible 3DMaterials Raydent C&B
3. Determinar el módulo flexural y la resistencia flexural de la resina imprimible biocompatible Harz Labs Dental Sand A3.
4. Comparar el módulo flexural y la resistencia flexural entre las tres resinas imprimibles NextDent C&B MHF, 3D Materials Raydent C&B y Harz Labs Dental Sand A3 con respecto a la norma ISO 10477:2020

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1. Características Del Estudio

El siguiente estudio es de carácter experimental, con ensayos realizados en un ambiente controlado de laboratorio (in vitro). La metodología se basó en una modificación de la norma ISO 10477:2020, la cual clasifica los materiales de puentes y coronas dentales a base de polímeros, que especifica la obtención de la muestra, sus requisitos mecánicos funcionales y pruebas mecánicas a las que será sometido el material.

5.2. Determinación Del Tamaño Muestral

Para la determinación de tamaño muestral correspondiente al número de cuerpos de prueba que serán sometidos al ensayo de flexión en 3 puntos se acoge la propuesta explicitada en la ISO 10477:2020, donde se utilizan 5 probetas que son sometidas a una pauta de clasificación ordenada según el cumplimiento del requisito de resistencia flexural de 50 MPa, la que se encuentra explicada posteriormente en el texto.

5.3. Obtención De La Muestra

A través del software de diseño odontológico 3DEXPERIENCE de la compañía Dassault, se diseñó digitalmente el cuerpo de pruebas de 80 mm de largo, 10 mm de ancho y 4 mm de alto, como se muestra en la imagen 1, probeta escalada a partir de las medidas provistas por la ISO 10477:2020 (25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de alto) debido a limitaciones de los soportes disponibles para el testeo, lo que sin perjuicio de lo anterior, no afecta el resultado de los testeos.

El archivo se guardó en formato.

STL y se exportó al software Chitubox (Slicer) para preparar la impresión 3D en resina imprimible. En el mismo software Chitubox se configuró la impresión de las muestras con una orientación de 90 grados respecto a la plataforma de impresión, de modo que tengan la menor cantidad de soportes y con un grosor de capa de 100 μm . Se imprimieron 6 cuerpos de prueba de cada material simultáneamente, como se muestra en la imagen 2, de las cuales 5 tienen como fin su uso durante el ensayo de flexión y la muestra extra se usó para calibración del equipo pre-testeo.

La manufactura de las muestras se realizó mediante la impresora 3D Anycubic Photon, de tecnología por polimerización LCD, y se imprimió en total 18 probetas, 6 con resina imprimible NextDent C&B MFH, 6 con la resina imprimible 3DMaterials

Imagen 1: Diseño de cuerpo de prueba en .STL

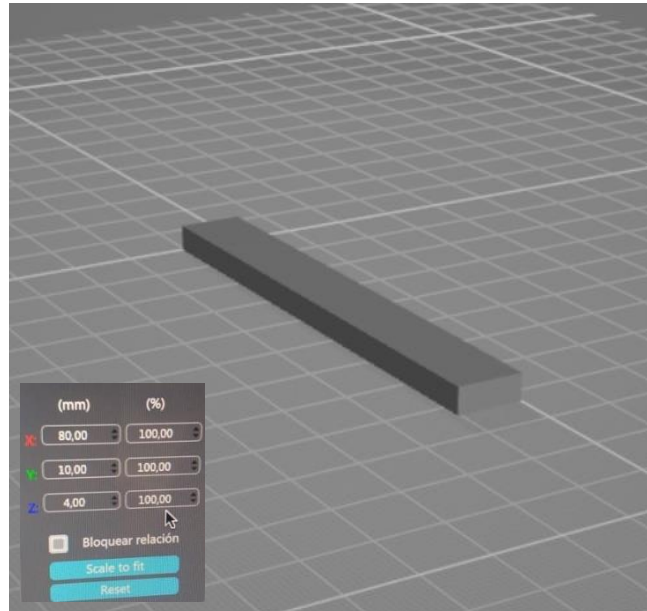


Imagen 1. En la imagen 1 se muestra el diseño del cuerpo de prueba en el software 3DEXPERIENCE, junto con sus medidas.

Raydent C&B y 6 con la resina imprimible Harz Labs Dental Sand A3.

Imagen 2: Impresión de probetas NextDent.



Imagen 2. En la imagen 2 se muestran las probetas impresas de la resina C&B MFH de la empresa NextDent. En las imágenes superiores tenemos la vista superior e inferior del conjunto de 6 probetas posterior a la impresión y postprocesado. En la imagen inferior se muestra la disposición de los soportes que fueron eliminados en la etapa final de la preparación de las probetas.

Una vez obtenidas las muestras impresas, se continúa con el post-procesado de acuerdo con las indicaciones de cada fabricante, descrito a continuación:

1. Para la resina Raydent C&B de 3D MATERIALS, los cuerpos de prueba fueron lavados con alcohol isopropílico por 3 minutos, para ser secados posteriormente con aire comprimido. Luego se realizó post curado con horno de radiación UV con una longitud de onda de 405 nm por 30 minutos (*3D Materials, 2019*).
2. Para la resina Dental Sand A3 de HARZ Labs, se removió el exceso de resina mediante lavado ultrasónico con solvente limpiador TEK1960, solvente no tóxico con índice de evaporación similar al agua (el cual contiene

éter monometílico de dipropilenglicol, succinato de dimetilo y alcohol etoxilado), por 2 ciclos de 2 a 3 minutos. Se secó con aire comprimido inmediatamente terminado los ciclos. Luego las probetas fueron colocadas en un horno a 60°C por 10 minutos. Para finalizar, se realizó post curado con horno de radiación UV por 30 minutos (*Marin, 2017*).

3. Para la resina C&B MFH de NextDent, se realizó lavado ultrasónico con alcohol al 96% por 2 ciclos, el primero siendo de 3 minutos y el segundo de 2 minutos, cambiando la solución entre ciclos. Posteriormente se realizó post curado en horno de radiación UV por 30 minutos a una longitud de onda entre 315 y 400 nm (*NextDent, 2016*).

Continuando con el Post-procesado, como muestra terminado en la imagen 2, se procede a retirar las barras de soporte, y excesos con papel abrasivo grado 320 cuidando de no tocar ninguna otra superficie, obteniendo las muestras como se muestra en la imagen 3, estas fueron almacenadas en una solución acuosa grado II (ISO 3696) a 37 (+-1) °C, por no más de 24 (+- 2) horas hasta el momento de las pruebas, como se muestra en la imagen 4.

Imagen 3: Probeta Harz Labs post eliminación de soportes



Imagen 3. En la imagen se muestra el resultado final de la preparación de las probetas, en este caso de la resina Dental Sand de la empresa Harz Labs.

Imagen 4: Probetas Impresas, almacenadas en Medio Acuoso grado II

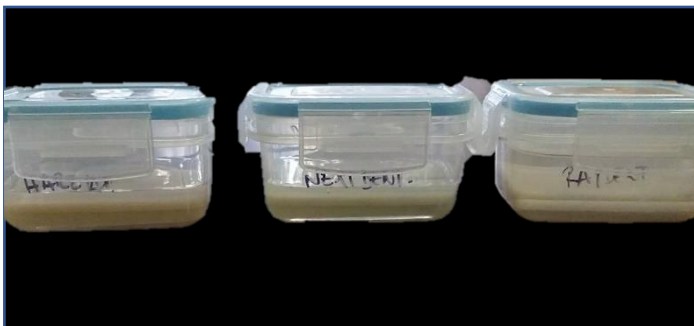


Imagen 4. En la imagen se muestran las probetas impresas terminadas separadas por material, que son almacenadas en un medio acuoso grado II hasta el momento de los testeos.

5.4. Testeo De Muestras

Una vez terminado el tiempo requerido en la solución acuosa grado II (24 ± 2 horas), se procede a secar los cuerpos de muestra con papel absorbente, para luego seleccionar 5 probetas para la prueba de flexión. Para facilitar la identificación de la marca de cada probeta, estas fueron rotuladas según la marca del fabricante, teniendo 5 probetas de la marca Harz Labs rotuladas con una "H", 5 probetas de la marca Raydent rotuladas con una "R" y 5 probetas de la marca NextDent rotuladas con una "N". Asimismo, las probetas fueron rotuladas del 1 al 15 para su identificación individual y según el orden que fueron probadas, partiendo por las probetas de resina Harz Labs, Raydent y luego las NextDent.

Como procedimiento previo a la prueba de flexión también se midió el ancho y el alto de las probetas con un pie de metro digital, información esencial para el procesamiento y estandarización de la información y el cálculo de la resistencia y el módulo flexural, además de hacer una marca en la mitad del largo en todas las probetas. Las medidas de ancho y alto de las probetas se presentan en la tabla 3 a continuación:

Tabla 3: Ancho y Alto de las probetas en mm

| Resina/N° de probeta | Ancho (mm) | Alto (mm) |
|-----------------------------|-------------------|------------------|
| H1 | 10,11 | 4,16 |
| H2 | 10,38 | 4,33 |
| H3 | 10,26 | 4,35 |
| H4 | 10,20 | 4,25 |
| H5 | 10,46 | 4,37 |
| R6 | 10,41 | 4,67 |
| R7 | 11,09 | 5,67 |
| R8 | 10,51 | 5,96 |
| R9 | 10,29 | 4,46 |
| R10 | 10,16 | 4,57 |
| N11 | 10,05 | 4,17 |
| N12 | 10,15 | 4,27 |
| N13 | 10,07 | 4,22 |
| N14 | 9,98 | 4,02 |
| N15 | 10,00 | 4,11 |

Tabla 3. En la tabla se muestran el ancho y el alto de las probetas de resina imprimible, numeradas del 1 al 15 y ordenadas por material, con la letra H para la resina Harz Labs, R para la resina 3DMaterials Raydent y N para la resina NextDent.

Cumpliendo los procedimientos previos, y siguiendo la norma ISO 10477:2020, se procede a la prueba de flexión en 3 puntos de las 15 muestras (5 probetas por cada material) con una Máquina de Prueba Universal marca Instron modelo 4206 (Imagen 5), calibrada a una velocidad transversal constante de $1,0 \pm 0,3$ mm/min hasta la fractura de la muestra.

Imagen 5: Prueba de flexión en 3 puntos/ Testeo de muestras



Imagen 5. En la imagen de la izquierda se muestra la máquina de testeo universal Instrom 4206 con una probeta cargada al inicio de la prueba de flexión en 3 puntos. En la imagen de la derecha se muestra el desplazamiento generado durante el desarrollo de la prueba, siendo esto registrado automáticamente en el software de la máquina .

Las probetas son cargadas una a una sobre el soporte inferior, cuya distancia real entre soporte es de 63,67 mm, haciendo coincidir la marca de la mitad del largo de las probetas con el indentador, y a medida que la prueba se lleva a cabo se registra la carga instantánea en Kilogramo Fuerza (KgF) y la deflexión generada en milímetros (mm). El ensayo continuó hasta la fractura del cuerpo de prueba o en su defecto, hasta que la probeta quede atrapada entre los soportes.

Con los datos obtenidos a partir del ensayo de flexión de las 5 probetas de cada material y posterior al procesado de datos se procede a calcular el módulo flexural y la resistencia flexural con las siguientes ecuaciones.

El módulo flexural o módulo elástico en flexión (E_f) se calculó en GPa según la ecuación que se muestra en la imagen 6 (ISO 178:2003).

Imagen 6: Ecuación Módulo Flexural

$$E_f = \frac{\sigma_{f2} - \sigma_{f1}}{\varepsilon_{f2} - \varepsilon_{f1}}$$

Imagen 6. Donde ε_{f1} corresponde a la deformación unitaria de 0,05%, ε_{f2} corresponde a la deformación unitaria de 0,25%, σ_{f1} corresponde al esfuerzo (en Megapascales, MPa) cuando la deformación unitaria es 0,05% y σ_{f2} corresponde al esfuerzo (en MPa) cuando la deformación unitaria es 0,025%. El resultado se expresa en Megapascales (MPa), siendo posteriormente convertido a Gigapascales (GPa) para mejor comparación con otros sólidos resilientes.

La resistencia flexural (FS) se calculó en MPa según la ecuación en la imagen 7 (ISO 10477:2020).

Imagen 7: Ecuación Resistencia Flexural

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

Imagen 7. ecuación utilizada para pruebas de flexión en 3 puntos con probetas de sección transversal rectangular, donde F corresponde a la carga máxima en newtons (N), L a la longitud entre los soportes en mm, b al ancho de la probeta en mm y h su alto en mm. Se obtiene como resultado, se obtiene una magnitud de presión en Megapascal (Mpa).

Según la norma ISO 10477:2020, se realizará el flujo de testeo de las muestras, como indica la tabla 4:

Tabla 4: Clasificación de los resultados de acuerdo con el número de pruebas exitosas, según la norma ISO 10477:2020

| Number of complying specimens | Compliance with requirement |
|---------------------------------|-----------------------------|
| First test | |
| 4 to 5 | Yes |
| 3 | Repeat test |
| 0 to 2 | No |
| Second test (repetition) | |
| 5 | Yes |
| 0 to 4 | No |

Tabla 4. Para la prueba de resistencia flexural si al menos cuatro de los cinco de los resultados son ≥ 50 MPa, el material cumplirá con el requisito de resistencia flexural propuesto por la norma ISO 10477:2020.

Si solo tres de los resultados son iguales o mayores a 50 MPa, se debe repetir toda la prueba. En el segundo testeo (repetición), sólo si todos los resultados son ≥ 50 MPa, el material de resina imprimible 3D cumplirá con el requisito de norma ISO 10477:2020.

Si solo 1 o 2 de las barras testeadas o ninguna obtiene resultados iguales o mayores a 50 MPa, el material de resina imprimible 3D no cumplirá con el estándar ISO 10477:2020.

5.5. Análisis Estadístico

Con el objetivo de analizar, caracterizar un conjunto de datos y describir su comportamiento, 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 continuas y se ocuparan medidas de posición o tendencia central, tales como promedio y mediana; y medidas de dispersión como desviación estándar o varianza, dependiendo del tipo de distribución de los datos obtenidos.

TABLA 5: operacionalización de variables

| TIPO VARIABLE | DEFINICIÓN CONCEPTUAL | DEFINICIÓN OPERACIONAL |
|--|--|--|
| MÓDULO FLEXURAL: PENDIENTE DEPENDIENTE | MEDIDA DE LA RIGIDEZ DE UN MATERIAL, CONSTANTE ELÁSTICA DERIVADA DE LAS PROPIEDADES DEL MATERIAL | DETERMINANTES: -VELOCIDAD CONSTANTE DE LA MAQUINA: 0,25 MM/MIN. -FUERZA: NEWTON (N) -ÁREA: MM2 -PENDIENTE RANGO ELÁSTICO: NEWTON/METRO (N/M) INDICADORES: -GIGAPASCALES (GPA) OPERACIONALIZACIÓN MEDIANTE SOFTWARE STATA 14.2 |
| RESISTENCIA FLEXURAL: PENDIENTE DEPENDIENTE | PROPIEDAD MATERIAL QUE SE MANIFIESTA COMO | DETERMINANTES: |

| | | |
|--|---|--|
| | ESFUERZO MÁXIMO OCURRIDO AL ESPÉCIMEN DURANTE LA PRUEBA DE FLEXIÓN. | <p>-VELOCIDAD CONSTANTE DE LA MAQUINA: 0,25 MM/MIN.</p> <p>-FUERZA: NEWTON (N)</p> <p>-ÁREA: MM2</p> <p>INDICADORES:</p> <p>-MEGAPASCALES (MPA)</p> <p>-OPERACIONALIZACIÓN MEDIANTE SOFTWARE STATA 14.2</p> |
|--|---|--|

6. RESULTADOS

Luego de finalizados los ensayos, se agruparon las probetas por material para observar el patrón de fractura, como se observan en la imagen 8, 9 y 10 a continuación.

Imagen 8: Fractura de Probetas Harz Labs

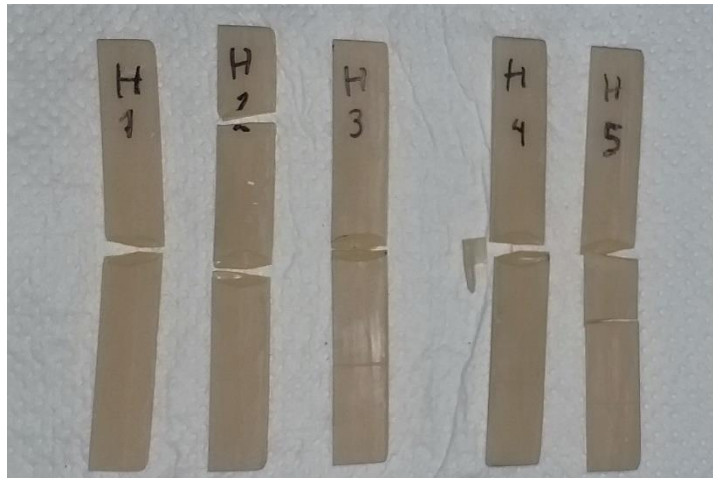


Imagen 8. Probetas de resina marca Harz Labs rotuladas del 1 al 5 con sus respectivos puntos de fractura.

Imagen 9: Fractura de Probetas Raydent

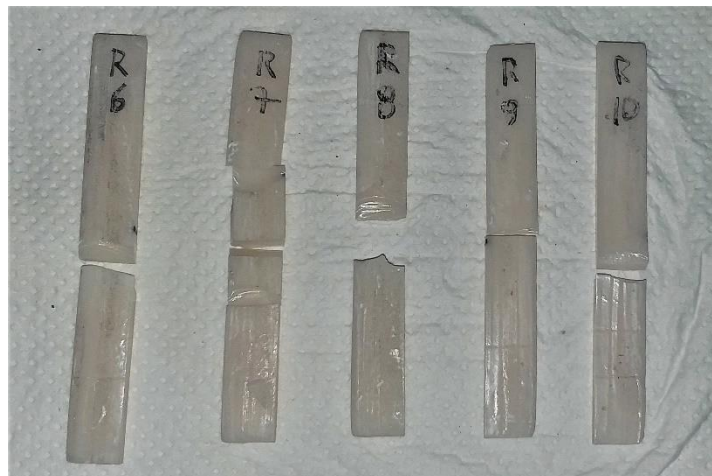


Imagen 9. Probetas de resina Raydent rotulada del 6 al 10 y sus respectivos puntos de fractura. Fragmentos de la probeta 8 no fueron encontrados posterior a la prueba

Imagen 10: Fractura de Probetas NextDent

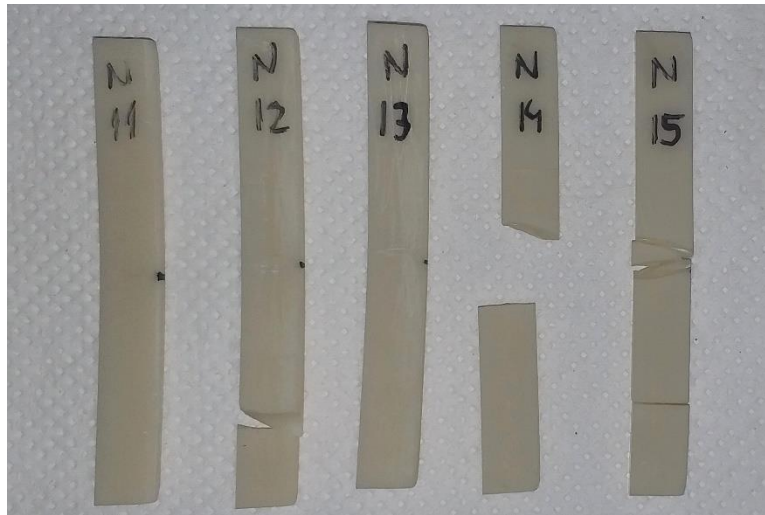


Imagen 10. Probetas de resina NextDent rotuladas del 11 al 15 y sus respectivos puntos de fractura. Fragmentos de la probeta 14 no fueron encontrados posterior a la prueba y probetas 11 y 13 no se fracturaron durante la prueba

La información obtenida durante las pruebas de flexión fue registrada por un software desarrollado para el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Católica y fue enviado en archivos .txt, como se muestra en la imagen 11, para su procesamiento y posterior análisis. El procesamiento de los datos se realizó mediante software Microsoft 365 Excel, bajo licencia de uso de la Universidad de Chile.

Imagen 11: Disposición datos de prueba

```

EXTENSÓMETRO , 5
NOMBRE DEL ENSAYO , Dental 22 Muestra H1
FECHA REALIZACIÓN , 07-07-2022 / 13:18:56
COMENTARIO ,
NÚMERO GRUPO DE DATOS , 0
TIPO DE ENSAYO , CARGAVSTIEMPO
DATO N° , TIEMPO(seg) , CARGA(kgf) , DESPLAZAM(mm) , EXTENSOM(mm)

```

| DATO N° | TIEMPO(seg) | CARGA(kgf) | DESPLAZAM(mm) | EXTENSOM(mm) |
|---------|-------------|------------|---------------|--------------|
| 1 | 0.125 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 0.25 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | 0.375 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 0.562 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0.687 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | 0.812 | 0 | 0 | 0 |
| 7 | 0.937 | 0 | 0 | 0 |
| 8 | 1.062 | 0 | 0 | 0 |
| 9 | 1.187 | 0 | 0 | 0 |
| 10 | 1.312 | 0 | 0 | 0 |
| 11 | 1.433 | 0 | 0 | 0 |
| 12 | 1.558 | 0 | 0 | 0 |
| 13 | 1.683 | 0 | 0 | 0 |
| 14 | 1.808 | 0 | 0 | 0 |
| 15 | 1.933 | 0 | 0 | 0 |
| 16 | 2.058 | 0 | 0 | 0 |
| 17 | 2.183 | 0 | 0 | 0 |
| 18 | 2.308 | 0 | 0 | 0 |

Imagen 11. datos de prueba de flexión probeta H1 en formato .txt. Información incluye N° de dato, tiempo en segundos (s), carga en Kilogramo Fuerza (KgF) y desplazamiento en milímetros (mm).

Con la información obtenida de los ensayos de flexión de los diferentes materiales, posterior al procesamiento, se realizaron gráficos de Esfuerzo (MPa)/ Deformación (%) los que fueron agrupados por material, como se observa en los gráficos 2, 3 y 4, junto con la deformación máxima que están en las tablas 6, 7 y 8 a continuación.

Gráfico 2: Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas Harz Labs

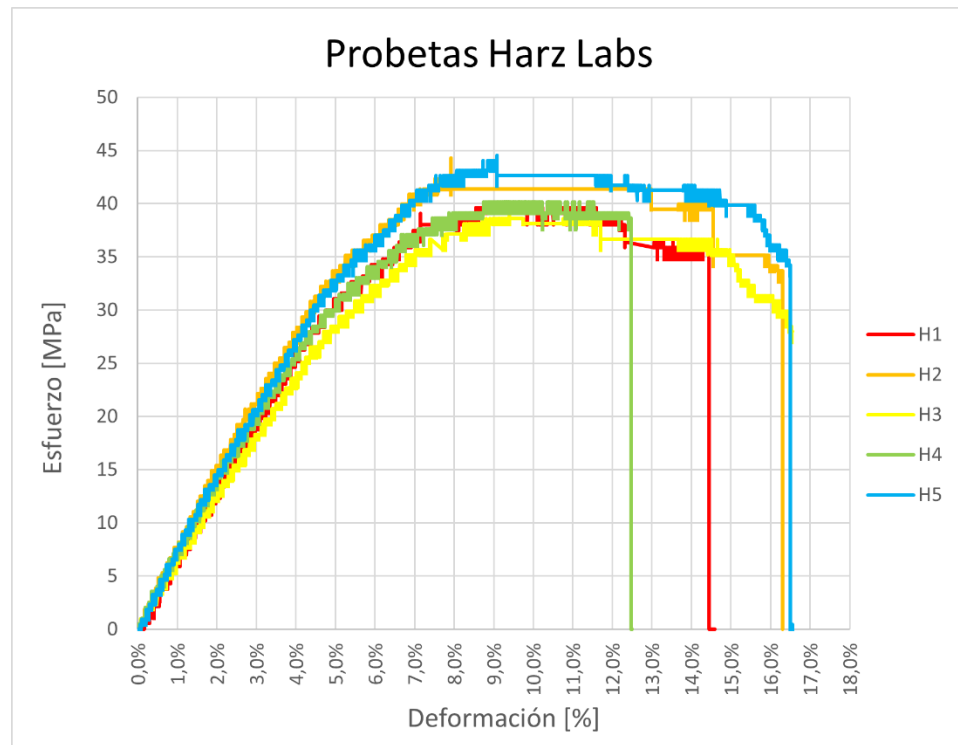


Gráfico 2. Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas de resina imprimible de la marca Harz Labs, obtenido a partir de ensayo de flexión en 3 puntos. El eje X muestra la deformación en función de la distancia desplazada (%) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo estándar aplicado sobre la probeta en Megapascales (MPa).

Tabla 6: Deformación máxima (%) de probetas Harz Labs

| Resina/ N° Probeta | Deformación máxima (%) |
|--------------------|------------------------|
| H1 | 14,59 |
| H2 | 16,30 |
| H3 | 16,54 |
| H4 | 12,49 |
| H5 | 16,55 |

Gráfico 3: Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas Raydent

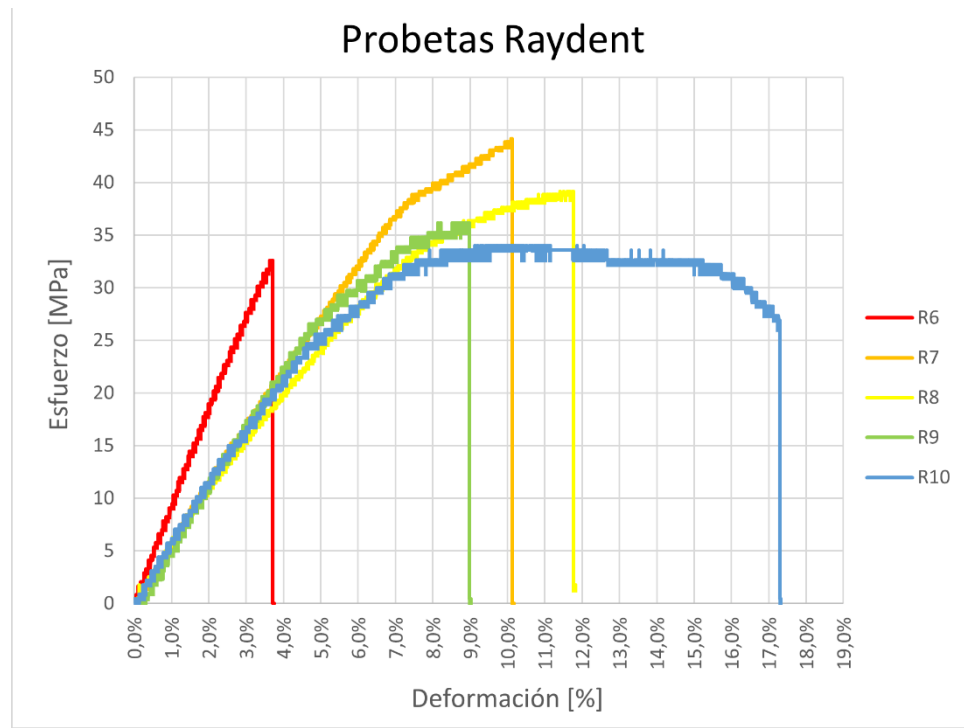


Gráfico 3. Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas de resina imprimible de la marca Raydent, obtenido a partir de ensayo de flexión en 3 puntos. El eje X muestra la deformación en función de la distancia desplazada (%) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo estándar aplicado sobre la probeta en Megapascales (MPa).

Tabla 7: Deformación máxima (%) de probetas Raydent.

| Resina/ N° Probeta | Deformación máxima (%) |
|--------------------|------------------------|
| R6 | 3,75 |
| R7 | 10,17 |
| R8 | 11,82 |
| R9 | 9,02 |
| R10 | 17,32 |

Gráfico 4: Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas NextDent

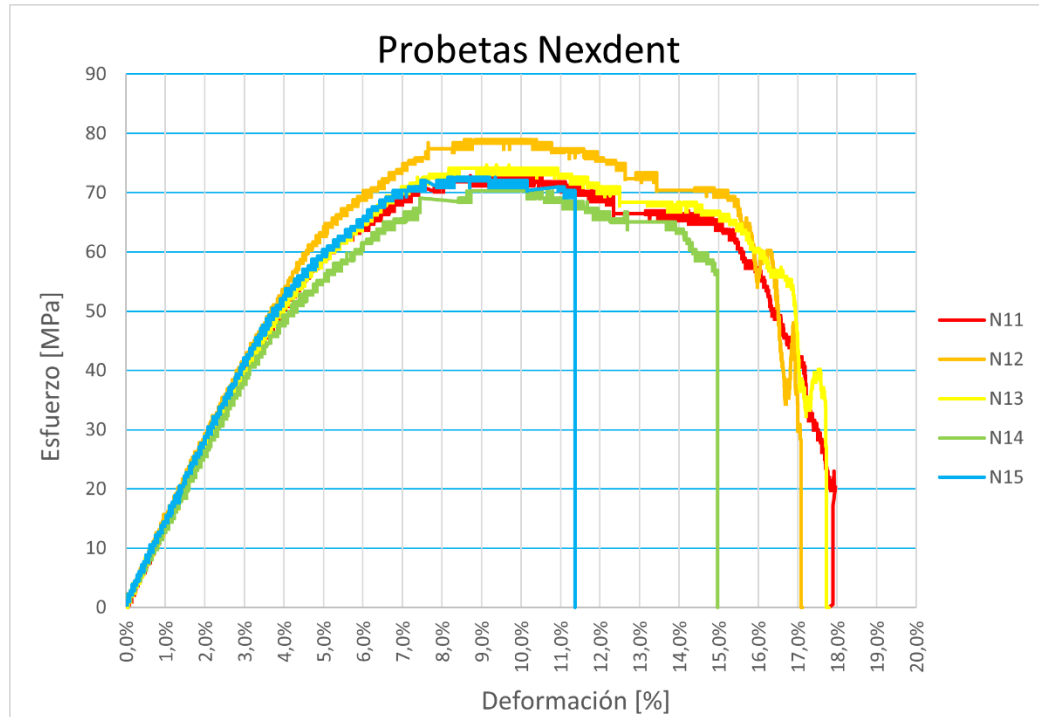


Gráfico 4. Diagrama de Esfuerzo Deformación de probetas de resina imprimible de la marca NextDent, obtenido a partir de ensayo de flexión en 3 puntos. El eje X muestra la deformación en función de la distancia desplazada (%) mientras que el eje Y muestra el esfuerzo estándar aplicado sobre la probeta en Megapascales (MPa).

Tabla 8: Deformación máxima (%) de probetas NextDent.

| Resina/ N° Probeta | Deformación máxima (%) |
|--------------------|------------------------|
| N11 | 17,96 |
| N12 | 17,12 |
| N13 | 17,79 |
| N14 | 14,98 |
| N15 | 11,36 |

6.1. Módulo Flexural

Se resumió la información para el cálculo de módulo flexural de cada material en las tablas 9, 10 y 11, donde se encuentran la diferencia de esfuerzo entre los puntos F1 y F2 de la fase elástica del diagrama esfuerzo deformación y el módulo flexural en Gigapascales (GPa) para cada probeta individual según su marca.

Tabla 9: Módulo flexural de probetas Harz Labs

| Resina/ N° Probeta | $\sigma_{f2}-\sigma_{f1}$ (MPa) | Módulo flexural (GPa) |
|--------------------|---------------------------------|-----------------------|
| H1 | 1,07 | 0,535 |
| H2 | 1,44 | 0,722 |
| H3 | 1,44 | 0,724 |
| H4 | 1,52 | 0,763 |
| H5 | 0,93 | 0,469 |

Tabla 9. En la tabla se expone la diferencia de esfuerzo en los puntos F1 y F2 de la fase elástica del diagrama esfuerzo deformación, que permite calcular el módulo flexural de cada probeta individual de la resina imprimible Harz Labs

Tabla 10: Módulo flexural de probetas Raydent

| Resina/ N° Probeta | $\sigma_{f2}-\sigma_{f1}$ (MPa) | Módulo flexural (GPa) |
|--------------------|---------------------------------|-----------------------|
| R6 | 2,06 | 1,032 |
| R7 | 1,05 | 0,528 |
| R8 | 1,00 | 0,502 |
| R9 | 0,91 | 0,458 |
| R10 | 0,88 | 0,442 |

Tabla 10. En la tabla se expone la diferencia de esfuerzo en los puntos F1 y F2 de la fase elástica del diagrama esfuerzo deformación, que permite calcular el módulo flexural de cada probeta individual de la resina imprimible Raydent

Tabla 11: Módulo flexural de probetas NextDent

| Resina/ N° Probeta | $\sigma_{f2}-\sigma_{f1}$ (MPa) | Módulo flexural (GPa) |
|--------------------|---------------------------------|-----------------------|
| N11 | 2,14 | 1,072 |
| N12 | 3,03 | 1,519 |
| N13 | 3,13 | 1,567 |
| N14 | 2,90 | 1,452 |
| N15 | 3,32 | 1,664 |

Tabla 11. En la tabla se expone la diferencia de esfuerzo en los puntos F1 y F2 de la fase elástica del diagrama esfuerzo deformación, que permite calcular el módulo flexural de cada probeta individual de la resina imprimible NextDent

Para una comparación más simplificada, se confeccionó el gráfico 5 con el módulo flexural de las distintas marcas de resina a partir de la información de las tablas 9, 10 y 11.

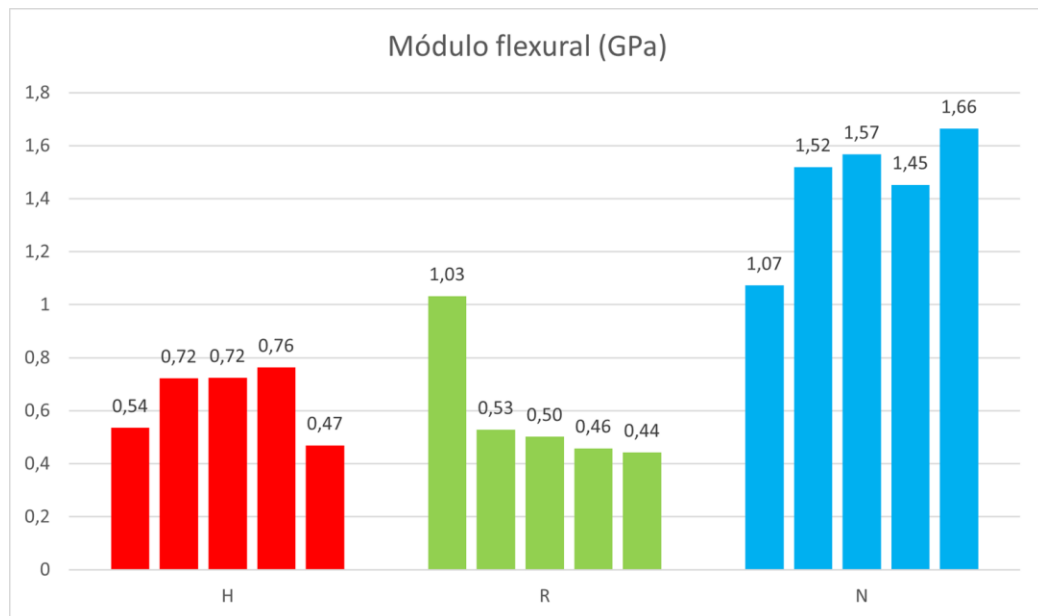
Gráfico 5: Módulo flexural de probetas de resinas imprimibles

Gráfico 5. Gráfico de columnas de módulo flexural de probetas de resinas imprimibles de marca Harz Labs (H): rojo, Raydent (R): verde y NextDent (N): azul, agrupadas.

Asimismo, se realiza análisis estadístico inicial con el fin de obtener la mediana, el promedio y la desviación estándar del módulo flexural de cada material, que se encuentra a continuación en la tabla 12.

Tabla 12: Mediana, Media y Desviación estándar de Módulo flexural por resina imprimible.

| Marca comercial de resina imprimible | Mediana (GPa) | Promedio (GPa) | DE |
|--------------------------------------|---------------|----------------|------|
| Harz Labs (H) | 0,722 | 0,642 | 0,13 |
| Raydent (R) | 0,502 | 0,592 | 0,24 |
| NextDent (N) | 1,519 | 1,454 | 0,22 |

Tabla 12. En la tabla se expone la mediana, el promedio y la desviación estándar (DE) de módulo flexural para cada marca de resina, en base a las 5 probetas testeadas.

Para la variable módulo flexural se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para determinar si la distribución de los datos es del tipo normal o no normal. Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 13.

Tabla 13: Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk de Módulo flexural

| Marca comercial de resina imprimible | n | Valor p |
|--------------------------------------|---|-----------|
| Harz Labs (H) | 5 | 0,16 |
| Raydent (R) | 5 | 0,005* |
| NextDent (N) | 5 | 0,21 |

Tabla 13. En la tabla se presenta el valor p de prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por cada material para la variable módulo flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que tiene distribución no normal y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

Para la variable módulo flexural, el valor p de HARZ Labs® Dental Sand y NextDent® C&B MFH es mayor a 0,05, lo que determina una distribución estadística normal de

los datos, mientras que la resina 3D Materials® Raydent C&B obtuvo un valor p menor a 0,05, lo que determina una distribución estadística no normal de los datos. Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó la prueba Kruskal Wallis con una significancia de 0,05, debido a la distribución no normal de 1 de los 3 materiales estudiados para la variable módulo flexural. La prueba de Kruskal Wallis es una prueba no paramétrica que utiliza las medianas y sirve para corroborar si existen diferencias significativas a nivel estadístico entre tres o más grupos. Los resultados de la prueba están a continuación en la tabla 14.

Tabla 14: Prueba de Kruskal-Wallis de Módulo flexural

| | Valor p |
|--------------------------|-----------|
| Prueba de Kruskal-Wallis | 0,006* |

Tabla 14. Se presenta el valor p de prueba de Kruskal-Wallis para la variable módulo flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que hay diferencias significativas entre los grupos y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

Con valor de p menor a 0.05, se demuestra que hay diferencias estadísticas entre los grupos para la variable módulo flexural. Para saber entre qué grupos hay diferencias significativas se aplica la prueba de comparación múltiple de Bonferroni, que está expuesta en la tabla 15.

Tabla 15: Prueba de comparación múltiple de Bonferroni de Módulo flexural

| | Harz Labs | Raydent |
|----------|--------------|---------------|
| Raydent | $p = 0,65$ | |
| NextDent | $p = 0,03^*$ | $p = 0,003^*$ |

Tabla 15. Se presenta el valor p de prueba de comparación múltiple de Bonferroni para módulo flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que hay diferencias significativas entre los grupos y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

De acuerdo con los resultados obtenidos mediante la prueba de comparación múltiple de Bonferroni, existen diferencias significativas entre la resina imprimible NextDent® C&B MFH y los otros materiales estudiados, con valor $p < 0.05$. De este modo, establecemos que el módulo flexural de NextDent® C&B MFH es significativamente mayor que la de los otros materiales testeados. Por otra parte, no hubo diferencias significativas entre los valores de módulo flexural de las resinas imprimibles 3D Materials® Raydent C&B y HARZ Labs® Dental Sand ($p = 0,65$).

Gráfico 6: Boxplot de Módulo flexural de las Resinas imprimibles Harz Labs, NextDent y Raydent

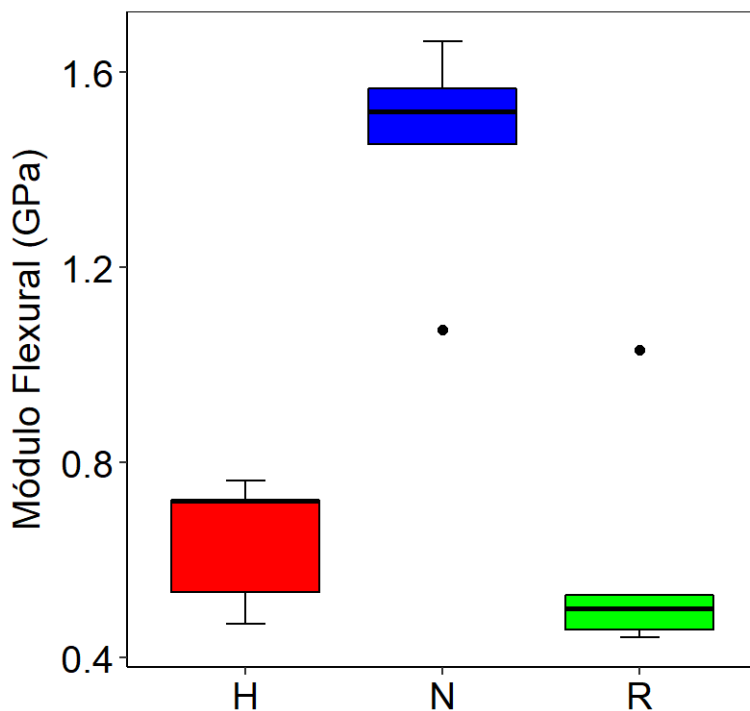


Gráfico 6. Valores de Módulo Flexural (GPa) de los distintos grupos de resinas imprimibles. Harz Labs (H): Rojo, NextDent (N): Azul, Raydent (R): Verde.

La dispersión de los datos entre grupos se encuentra representada en el gráfico 6. Las cajas representan la dispersión de datos donde se encuentra el 50% de los datos, siendo el límite inferior de la caja el cuartil 1 y el límite superior el cuartil 3. La línea horizontal dentro de las cajas representa la mediana (o cuartil 2). Las líneas

verticales se extienden desde el mínimo al máximo, y los puntos corresponden a datos que se extienden más allá de 1,5 veces el largo de la caja respectiva. De acuerdo con lo visualizado se puede establecer que el conjunto “N” presenta marcadas diferencias de módulo flexural versus los otros 2 grupos y que entre “H” y “R” no existen diferencias significativas, incluso pudiendo traslaparse sus gráficos si se pusieran en la misma posición. El conjunto “N” compuesto por la resina imprimible NextDent® C&B MFH presenta el valor de módulo flexural más alto de los materiales de este estudio (1,66 GPa), mientras que en el conjunto “R” formado por 3D Materials® Raydent C&B se encuentra el valor de módulo flexural más bajo (0,44 GPa).

6.2. Resistencia Flexural

Se resumió la información para el cálculo de resistencia flexural de cada material en las tablas 16, 17 y 18, donde se encuentran la fuerza estándar máxima y el módulo flexural en Megapascales (MPa) para cada probeta individual según su marca.

Tabla 16: Resistencia Flexural de probetas Harz Labs

| Resina/ N° Probeta | Fuerza máxima (N) | Resistencia Flexural (Mpa) |
|--------------------|-------------------|----------------------------|
| H1 | 72,5 | 39,61 |
| H2 | 90,2 | 44,28 |
| H3 | 80,4 | 39,56 |
| H4 | 77,4 | 40,16 |
| H5 | 93,1 | 44,54 |

Tabla 16. En la tabla se expone la fuerza estándar máxima, que junto a las medidas de la tabla 4 permiten calcular la resistencia flexural de cada probeta individual de la resina imprimible Harz Labs.

Tabla 17: Resistencia Flexural de probetas Raydent

| Resina/ N° Probeta | Fuerza máxima (N) | Resistencia Flexural (MPa) |
|--------------------|-------------------|----------------------------|
| R6 | 77,4 | 32,59 |
| R7 | 164,7 | 44,13 |
| R8 | 152,9 | 39,14 |
| R9 | 77,4 | 36,15 |
| R10 | 75,5 | 33,99 |

Tabla 17. En la tabla se expone la fuerza estándar máxima, que junto a las medidas de la tabla 4 permiten calcular la resistencia flexural de cada probeta individual de la resina imprimible Raydent.

Tabla 18: Resistencia Flexural de probetas NextDent

| Resina/ N° Probeta | Fuerza máxima (N) | Resistencia Flexural (MPa) |
|--------------------|-------------------|----------------------------|
| N11 | 134,3 | 73,42 |
| N12 | 152,8 | 78,90 |
| N13 | 140,1 | 74,63 |
| N14 | 118,5 | 70,22 |
| N15 | 128,3 | 72,58 |

Tabla 18. En la tabla se expone la fuerza estándar máxima, que junto a las medidas de la tabla 4 permiten calcular la resistencia flexural de cada probeta individual de la resina imprimible NextDent.

Para una comparación más simplificada, se confeccionó el gráfico 7 con la resistencia flexural de las distintas marcas de resina a partir de la información de las tablas 16, 17 y 18.

Gráfico 7: Resistencia Flexural de probetas de resinas imprimibles

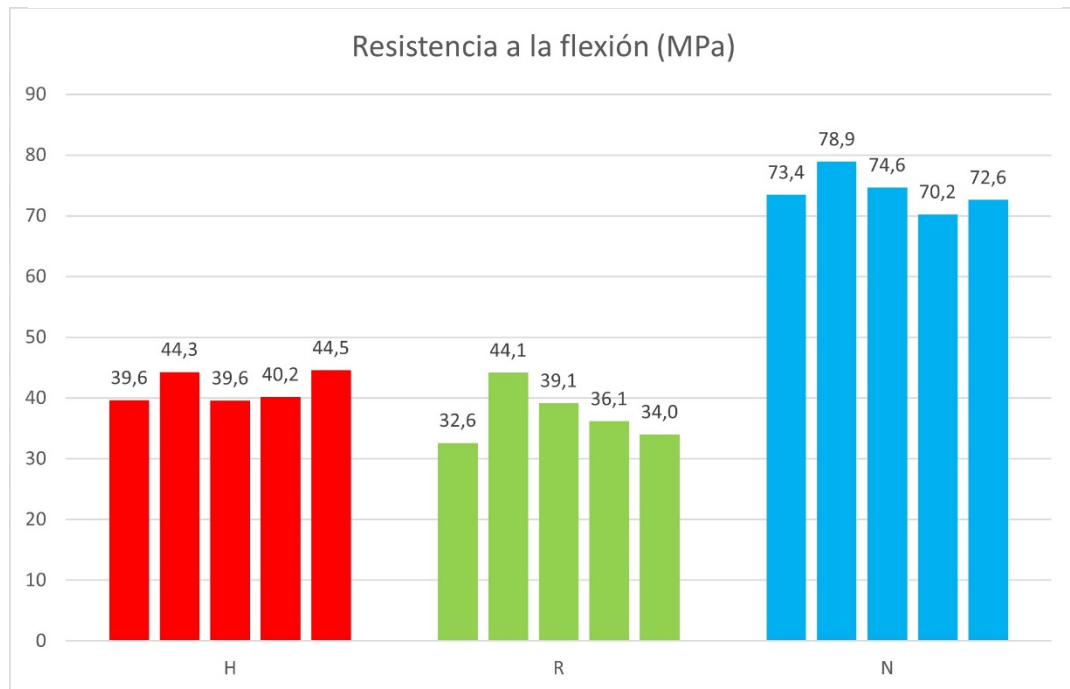


Gráfico 7. Gráfico de columnas de resistencia flexural de probetas de resina imprimible de marca Harz Labs (H): rojo, Raydent (R): verde y NextDent (N): azul, agrupadas.

Asimismo, se realiza análisis estadístico inicial con el fin de obtener la mediana, el promedio y la desviación estándar de la resistencia flexural de cada material, que se encuentra a continuación en la tabla 19.

Tabla 19: Resistencia Flexural de probetas NextDent

| Marca comercial de resina imprimible | Mediana (MPa) | Promedio (MPa) | DE |
|--------------------------------------|---------------|----------------|------|
| Harz Labs (H) | 40,16 | 41,62 | 2,54 |
| Raydent (R) | 36,14 | 37,19 | 4,59 |
| NextDent (N) | 73,42 | 73,94 | 3,20 |

Tabla 19. En la tabla se expone la mediana, el promedio y la desviación estándar (DE) de resistencia flexural para cada marca de resina, en base a las 5 probetas testeadas.

Para la variable resistencia flexural se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para determinar si la distribución de los datos es del tipo normal o no normal. Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 20.

Tabla 20: Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk de Resistencia Flexural

| Marca comercial de resina imprimible | n | Valor p |
|--------------------------------------|---|---------|
| Harz Labs (H) | 5 | 0,03* |
| Raydent (R) | 5 | 0,66 |
| NextDent (N) | 5 | 0,78 |

Tabla 20. Se presenta el valor p de prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por cada material para la variable resistencia flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que tiene distribución no normal y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

Para resistencia flexural, el valor p de 3D Materials® Raydent C&B y NextDent® C&B MFH es mayor a 0,05, lo que determina una distribución estadística normal de los datos obtenidos, mientras que la resina HARZ Labs® Dental Sand obtuvo un valor p menor a 0,05, lo que determina una distribución estadística no normal de los datos. Para el análisis estadístico comparativo, se utilizó la prueba Kruskal Wallis con una significancia de 0,05, debido a la distribución no normal de 1 de los 3 materiales estudiados para la variable resistencia flexural. Los resultados de la prueba está a continuación en la tabla 21.

Tabla 21: Prueba de Kruskal-Wallis de Resistencia Flexural

| | Valor p |
|--------------------------|---------|
| Prueba de Kruskal-Wallis | 0,003* |

Tabla 21. Se presenta el valor p de prueba de Kruskal-Wallis para la variable resistencia flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que hay diferencias significativas entre los grupos y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

Con valor de p menor a 0.05, se demuestra que hay diferencias estadísticas entre los grupos para la variable resistencia flexural. Para saber entre que grupos hay diferencias significativas se aplica la prueba de comparación múltiple de Bonferroni, que está expuesta en la tabla 22.

Tabla 22: Prueba de comparación múltiple de Bonferroni de Resistencia Flexural

| | Harz Labs | Raydent |
|----------|-----------|--------------|
| Raydent | $p= 0,26$ | |
| NextDent | $p= 0,07$ | $p= 0,001^*$ |

Tabla 22. Se presenta el valor p de prueba de comparación múltiple de Bonferroni para resistencia flexural. Un valor p igual o inferior a 0,05 se interpreta como que hay diferencias significativas entre los grupos y se marca con un asterisco (*) ($p \leq 0,05$).

De acuerdo con los resultados obtenidos mediante la prueba de comparación múltiple de Bonferroni, existen diferencias significativas entre las resinas imprimibles NextDent® C&B MFH y 3D Materials® Raydent C&B, con valor $p < 0.05$. De este modo, establecemos que la resistencia flexural de NextDent® C&B MFH es significativamente mayor que la de 3D Materials® Raydent C&B. Por otra parte, no hubo diferencias significativas entre los valores de resistencia flexural de las resinas imprimibles 3D Materials® Raydent C&B y HARZ Labs® Dental Sand ($p = 0,26$), y de NextDent® C&B MFH y HARZ Labs® Dental Sand ($p = 0,07$)

Gráfico 8: Boxplot de Resistencia Flexural de las Resinas imprimibles Harz Labs, NextDent y Raydent

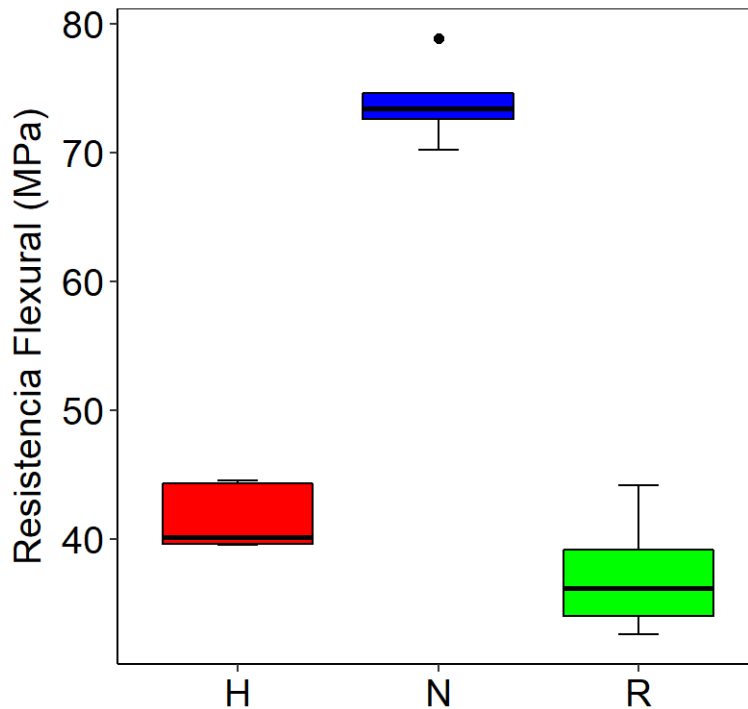


Gráfico 8. Valores de Resistencia Flexural (MPa) de los distintos grupos de resinas imprimibles. Harz Labs (H): Rojo, NextDent (N): Azul, Raydent (R): Verde.

La dispersión de los datos entre grupos se encuentra representada en el gráfico 8. Las cajas representan la dispersión de datos donde se encuentra el 50% de los datos, siendo el límite inferior de la caja el cuartil 1 y el límite superior el cuartil 3. La línea horizontal dentro de las cajas representa la mediana (o cuartil 2). Las líneas verticales se extienden desde el mínimo al máximo, y los puntos corresponden a datos que se extienden más allá de 1,5 veces el largo de la caja respectiva. De acuerdo con lo visualizado se puede establecer que el conjunto "N" presenta marcadas diferencias de resistencia flexural ambos grupos, pero que no son estadísticamente significativas con el grupo "H". Entre "H" y "R" no existen diferencias significativas observables, incluso pudiendo traslaparse sus gráficos si se pusieran en la misma posición. El conjunto "N" compuesto por la resina imprimible NextDent® C&B MFH presenta el valor de resistencia flexural más alto de los materiales de este

estudio (78,9 MPa), mientras que en el conjunto “R” formado por 3D Materials® Raydent C&B se encuentra el valor de resistencia flexural más bajo (32,6 MPa).

6.3. Estándar ISO 10477:2020

En las Tablas 23 se muestran si los cuerpos de muestra de los materiales testeados presentan un valor de resistencia flexural superior o igual a 50 MPa, logrando así el carácter de espécimen exitoso.

Tabla 23: Comparación de resistencia flexural de probetas impresas y norma ISO 10477:2020

| Resina/ N° Probeta | Resistencia Flexural (MPa) | Resistencia flexural ≥ 50 MPa |
|--------------------|----------------------------|------------------------------------|
| H1 | 39,61 | No |
| H2 | 44,28 | No |
| H3 | 39,56 | No |
| H4 | 40,16 | No |
| H5 | 44,54 | No |
| R6 | 32,59 | No |
| R7 | 44,13 | No |
| R8 | 39,14 | No |
| R9 | 36,15 | No |
| R10 | 33,99 | No |
| N11 | 73,42 | Si |
| N12 | 78,90 | Si |
| N13 | 74,63 | Si |
| N14 | 70,22 | Si |
| N15 | 72,58 | Si |

Tabla 23. Se presenta el valor de resistencia flexural de probetas impresas de las resinas imprimibles en estudio, enumeradas del 1 al 15 y ordenadas por material, con la letra H para la resina Harz Labs, R para la resina 3DMaterials Raydent y N para la resina NextDent, catalogando como muestra exitosa solo si es mayor o igual a 50 MPa

En la tabla 24 se contrasta el número de especímenes exitoso por material y la clasificación de cumplimiento de la norma ISO 10477:2020. Considerando un tamaño muestral de 5 cuerpos de prueba por material, se requiere que haya cuatro o más especímenes exitosos para obtener cumplimiento en primera instancia.

Tabla 24: Resinas imprimibles y cumplimiento norma ISO 10477:2020

| Resina Imprimible | N° especímenes exitosos | ¿Cumple la norma ISO? |
|---------------------------|-------------------------|-----------------------|
| HARZ Labs® Dental Sand | 0/5 | No Cumple |
| 3D Materials® Raydent C&B | 0/5 | No Cumple |
| NextDent® C&B MFH | 5/5 | Si Cumple |

Tabla 24. Se presenta número de especímenes exitosos por marca de resina imprimible, siendo necesario 4 o más por material para lograr cumplimiento de la norma ISO 10477:2020

7. DISCUSIÓN

Los resultados de la presente investigación demuestran que existen diferencias significativas entre los distintos grupos de materiales estudiados tanto para la variable módulo flexural, como para la variable resistencia flexural. La resina imprimible NextDent® C&B MFH demostró valores más altos y estadísticamente significativos que el de los grupos 3D Materials® Raydent C&B y HARZ Labs® Dental Sand ($p < 0,05$) para la variable módulo flexural (mediana de 1,519 GPa), mientras que para la variable resistencia flexural (mediana de 73,42 MPa) obtuvo diferencias significativas solo con la resina imprimible 3D Materials® Raydent C&B ($p < 0,05$). Por otro lado, tanto para la variable módulo flexural como para resistencia flexural no se observaron diferencias significativas entre Harz Labs Dental Sand y 3D Materials Raydent C&B ($p > 0,05$).

Con estas claras diferencias en comparación con la información provista por los fabricantes en la tabla 1, resulta discordante que solo la resina NextDent® C&B MFH cumpla con el requisito de cuatro o más cuerpos de prueba con resistencia flexural sobre 50 MPa establecido por la norma ISO 10477:2020 “Dentistry — Polymer-based crown and veneering materials”, lo que la convertiría en la única resina imprimible compatible para el uso intraoral de las 3 marcas comerciales en estudio.

7.1. Resultados obtenidos y contraste con la literatura

7.1.1. Composición, patrón de fractura en polímeros y curva Esfuerzo Deformación

Al buscar la composición química de las resinas imprimibles de este estudio fue posible encontrar la ficha de datos de seguridad (Safety Data Sheets), provisto por los fabricantes, de 2 de las 3 resinas, quedando en incógnita la composición de la resina imprimible Dental Sand de la empresa Harz Labs debido a secreto industrial (3DMaterials, 2017; NextDent, 2018)

Tabla 25: composición química de resina imprimible Next Dent C&B MFH

| Nombre Componente | Concentración (% m/m) |
|--|-----------------------|
| Dimetacrilato de diuretano (UDMA) | 50-75 |
| 2-Hidroxietil Metacrilato (HEMA) | <25 |
| Óxido de Silicio | 1-5 |
| Óxido de fosfina (Foto activador) | 1-5 |
| Bisfenol A etoxilato Dimetacrilato (Bis-EMA) | <10 |
| Dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA) | <10 |
| Dióxido de titanio | <0,1 |
| 4-Metoxifenol (inhibidor de polimerización) | <0,1 |

Tabla 25. En la tabla se expone la composición química de la resina imprimible NextDent C&B MFH, con la concentración en porcentaje masa/masa respectiva (Next Dent 2018).

Tabla 26: composición química de resina imprimible 3Dmaterials Raydent C&B

| Nombre Componente | Concentración (% m/m) |
|--|-----------------------|
| Bisfenol A etoxilato Dimetacrilato (Bis-EMA) | 20-35 |
| Dimetacrilato de Trietilenglicol (TEGDMA) | 20-25 |
| Dimetacrilato de diuretano (UDMA) | 20-28 |
| Óxido de fosfina (Foto activador) | 1-10 |
| Dióxido de titanio | 0,1-5 |

Tabla 26. En la tabla se expone la composición química de la resina imprimible 3Dmaterials Raydent C&B, con la concentración en porcentaje masa/masa respectiva.

Como se observa en las tablas 25 y 26, la resina imprimible NextDent presenta nanopartículas de óxido de silicio (sílice) entre 1-5% en su composición, componente que se reporta en la literatura que mejora la microdureza y la resistencia a la fractura, mas no la resistencia flexural (Al-Thobity y Gad, 2021), mientras que la resina imprimible 3Dmaterial Raydent no presenta sílice ni otro componente inorgánico. Como componentes comunes a ambas formulaciones y con concentraciones similares tenemos al óxido de fosfina, como foto iniciador de la polimerización, y el dióxido de titanio, como pigmento y agente protector frente la radiación UV. La mayor diferencia entre la composición de estos materiales radica en la variedad de monómeros utilizados y la concentración de estos. Mientras la resina imprimible NextDent está compuesta por Dimetacrilato de diuretano (UDMA) en un 50% a 75% y otros co-monómeros (HEMA y Bis-EMA) en menor porcentaje, la resina imprimible Raydent está compuesto por 3 monómeros (Bis-EMA, TEGDMA y UDMA) en concentraciones similares. Tanto UDMA como Bis-EMA son considerados monómeros de base debido a su gran peso molecular y alta viscosidad que resultan en mejores propiedades mecánicas, mientras TEGDMA y HEMA son monómeros de baja viscosidad y se usan para lograr una mejor manipulación de la resina resultante, ya que como se muestra en el estudio de Lin

y cols. (2020) al manufacturar resinas imprimibles para impresoras 3D por polimerización VAT, el uso de diferentes monómeros (Bis-EMA, UDMA y TEGDMA) en diferentes concentraciones repercute en la viscosidad, el grado de conversión, la resistencia flexural y la precisión de la impresión. Resinas de mayor viscosidad (con mayor concentración de Bis-EMA y/o UDMA) presentan mejor resistencia flexural, pero en contraste presentan menor grado de conversión y menor precisión, y las resinas de menor viscosidad logran menor resistencia flexural, pero mayor grado de conversión y precisión de la impresión. Al producir resinas imprimibles que retengan las mejores características para uso odontológico se hace necesario controlar la composición y concentración de monómeros en favor de mantener el equilibrio entre las propiedades mecánicas, la precisión de la impresión y la tasa de conversión.

La presencia de EGDMA y altas concentraciones de UDMA explicarían el mejor rendimiento de la resina imprimible NextDent C&B MFH, EGDMA cumpliendo la función de agente de entrelazamiento con otras cadenas poliméricas, además de disminuir la viscosidad y UDMA generando cadenas bifuncionales con propiedades mecánicas superiores a Bis-EMA (*Liza Ali y cols., 2008; Lin y cols., 2020*).

Por otro lado, al observar las imágenes 8, 9 y 10, que corresponden al estado de las probetas posterior al ensayo de flexión en 3 puntos, se nos permite describir el patrón de fractura de los materiales en estudio. Las probetas de la resina imprimible Dental Sand de Harz Labs experimentaron fracturas únicas en 3 de las 5 probetas (H1, H3 y H4) y fracturas múltiples en las 2 restantes (H2 y H5), ubicadas principalmente en la línea media coincidente con el punto donde contacta el indentador, paralelas al sentido de aplicación de fuerza y con superficies no coincidentes entre los fragmentos debido a gran fragmentación de la zona de la fractura, fenómeno que ocurrió también con las probetas fracturadas de otros materiales testeados. Las probetas de la resina imprimible Raydent C&B de 3DMaterials experimentaron fracturas únicas en la línea media o cerca de ella en 4

de las 5 probetas, con la probeta R7 experimentando fractura múltiple, y si bien en 3 de las probetas (R7, R8 y R10) ocurrió fractura con fragmentación, las probetas R6 y R9 muestran fracturas con superficies coincidentes. Las probetas de la resina imprimible C&B MFH de NextDent experimentaron fracturas múltiples en 3 de las 5 probetas testeadas, las probetas N11 y N13 no se fracturaron durante la prueba; la probeta N12 sufrió una fractura única alejada de la línea media con superficies coincidentes, la probeta N14 sufrió fractura múltiple con fragmentación en la línea media y N15 sufrió fractura múltiple en la línea media y en un extremo, ambas con superficies coincidentes. Como se esperaba, las resinas imprimibles en estudio presentan mayoritariamente patrones de fractura frágil en un mayor o menor grado, debido a su composición química y al entrecruzamiento de cadenas poliméricas.

De la misma manera, al analizar los gráficos 2, 3 y 4, que corresponden a las curvas esfuerzo deformación de los materiales en estudio, es posible apreciar que las probetas de resina de un mismo material tuvieron un desempeño similar, a excepción de las probetas de la resina imprimible 3DMaterials® Raydent C&B que presentaron los valores más bajos de todas las muestras para las variables módulo flexural (0,44 GPa) y resistencia flexural (32,6 MPa), además de la desviación estándar mayor para las mismas (0,24 GPa y 4,59 MPa, respectivamente). En el gráfico 9 podemos ver como la resina Dental Sand de Harz Labs experimentó un comportamiento elástico y plástico con límites bien definidos en sus 5 cuerpos de prueba, teniendo una gran homogeneidad durante las pruebas, con una mediana de deformación máxima de 16,3%. En el gráfico 10 podemos observar como la resina Raydent C&B de 3Dmaterial obtuvo resultados heterogéneos durante la prueba de flexión, con una mediana de deformación máxima de 10,1% y rango de deformación máxima entre 3,7% y 17,3% para los 5 cuerpos de prueba, esto debido a que cuerpos de prueba como R6 y R7 presentaron poca o nula deformación plástica antes de fracturarse. La resina C&B MFH de NextDent, similar a la resina Harz Labs, experimentó un comportamiento elástico y plástico bien definido y

homogéneo en sus 5 cuerpos de prueba, con una mediana de deformación máxima de 17,1%.

A modo de resumen, las resinas imprimibles en estudio presentan características de material dúctil siendo capaces de deformarse plásticamente antes de fracturarse, teniendo a la resina Raydent con los menores valores de deformación plástica, lo que da cuenta de un material más frágil en comparación al resto. Entendiendo a la fragilidad como la capacidad de fracturarse al experimentar escasa o nula deformación plástica, desde el punto de vista clínico, los materiales frágiles suponen la posibilidad de una falla catastrófica de la rehabilitación provisoria en el caso de que se vea sobrepasado el límite elástico del material, mientras que los materiales dúctiles bajo la misma condición son capaces de soportar gran deformación plástica sin fracturarse.

7.1.2. Módulo flexural y Resistencia Flexural

El módulo flexural (E_f) es un indicador de rigidez de los materiales, siendo un valor constante que nos habla de la relación directamente proporcional entre esfuerzo y deformación durante la fase elástica de la curva esfuerzo deformación. Con una mediana de 0,72 GPa para la resina imprimible Dental Sand de Harz Labs, 0,50 GPa para la resina Raydent C&B de 3Dmaterials y 1,51 GPa para la resina C&B MFH de NextDent, se da cuenta de que la resina imprimible de la marca NextDent presenta los valores más altos para esta variable, siendo significativamente más rígida que las otras resinas en estudio. Al comparar con materiales de restauración temporal, bajo similares condiciones de velocidad de testeo y de almacenamiento, acrílico dental de autocurado presentó 1,87 GPa (Hashem y cols., 2017), acrílico dental de termocurado presentó 2,7 GPa (Srinivasan y cols., 2018) y resina bisacrílica presentó 2,77 GPa (Kerby y cols., 2013), siendo estos valores mayores a los de las resinas imprimibles en estudio. Al comparar estos resultados, la diferencia de módulo flexural ,y por tanto en la rigidez de los materiales, nos habla

que objetos contruidos con arquitectura similar sometidos a cargas iguales experimentarían diferentes grados de deformación, con mayor deformación del material de menor módulo flexural.

Desde el punto de vista clínico, existen escasos estudios actuales que estudien la relevancia del módulo elástico en materiales de restauración. Entre esos encontramos el estudio de Macura-Karownik y cols. (2016), donde se estudió la forma en que los materiales componentes de las prótesis removibles afectan la eficacia masticatoria, usando como materiales de estudio PMMA, Poliamidas (PA) y Acetal (AC). El estudio mostro mejora de las variables fuerza y eficiencia masticatoria en los grupos que utilizaron materiales de base más rígidos (PMMA y AC), sin importar el tiempo de uso de las prótesis. Con estos resultados concluyeron que el uso de prótesis y retenedores de materiales con bajo módulo de elasticidad está asociado a menor fuerza y eficiencia masticatoria. Este estudio indirectamente resulta relevante a nuestro trabajo, debido a que materiales con menor rigidez sufren flexión con mayor facilidad y afectan la capacidad de molienda durante la masticación al ceder frente a las fuerzas masticatorias.

Desde un punto practico y de diseño, el módulo flexural no presenta mayor relevancia si no se presenta junto al límite elástico del material, el cual establece el esfuerzo máximo dentro del comportamiento elástico y enmarca el ámbito de pertenencia de esta propiedad, posterior al cual el material se deforma plásticamente. De esta manera, que un material tenga un alto modulo flexural no lo hace en si más resistente, si no que nos da indicios de su rigidez y oposición a ser deformado elásticamente.

La resistencia flexural, como vimos anteriormente, está definida como el esfuerzo máximo que puede soportar un sólido frente a flexión sin fracturarse, y de acuerdo con lo expuesto en los resultados la resina imprimible Harz Labs® Dental Sand presentó una mediana de 40,16 MPa, la resina imprimible 3D Materials® Raydent

C&B presentó una mediana de 36,14 MPa y la resina imprimible NextDent® C&B MFH presentó una mediana de 73,42 MPa, teniendo diferencias significativas entre las resinas NextDent y 3D Materials.

En otros estudios, como el de Digholkar y cols. (2016), se realizó análisis comparativo de propiedades flexurales de materiales de confección de coronas y puentes de uso provisorio, entre ellos PMMA de termocurado, PMMA por maquinado sustractivo y la resina imprimible E-Dent 100, de características similares a las utilizadas en el presente estudio. La resina imprimible utilizada alcanza una resistencia flexural de 79,54 MPa y fue significativamente menor que los resultados obtenidos por los especímenes de PMMA de termocurado (95,58 MPa) y PMMA por maquinado sustractivo (104,2 MPa).

En el estudio de Chen y cols. (2021), se estudia la resistencia flexural de dos resinas imprimibles de rehabilitación provisoria (AA temp de Enlighten y C&B MFH de NextDent) al ser impresas con tecnología por polimerización VAT DLP y LCD, además de postprocesado en 2 dispositivos (Formcure de Formlabs y PhrozenCure de Phrozen) de distintas características y con tiempos de exposición diferenciado. A la prueba de flexión en 3 puntos, la resina NextDent C&B MFH obtuvo en una resistencia flexural promedio de 100 MPa sin diferencias significativas al ser construidos con diferentes tecnologías, y se obtuvieron resultados similares al ser procesados en un dispositivo más potente por un corto tiempo que cuando se utilizó un dispositivo menos potente durante un tiempo mayor.

Por otro lado, en el estudio de Scherer y cols. (2022), se evaluó la influencia del grosor de capa y el envejecimiento en la resistencia flexural de la resina imprimible NextDent C&B MFH. Con valores de resistencia flexural que rondaron los 280- 320 MPa, no se encontró diferencias significativas al construir las muestras con diferentes grosores de capa, más las muestras sometidas a envejecimiento por

termociclado obtuvieron valores de resistencia flexural significativamente menores, con un rango entre 200-220 MPa.

En estudios similares, como el de Pantea y cols. (2022), se evaluó la resistencia compresiva y flexural de materiales de uso de restauración provisional convencionales y de impresión 3D, donde las resinas imprimibles utilizadas fueron la resina imprimible NextDent C&B MFH y la resina imprimible Harz Labs Dental Sand, con resistencia flexural promedio de 143 MPa y 140 MPa respectivamente. Con grosor de capa y protocolo de postprocesado similares a nuestro estudio, el estudio de Pantea utilizó equipos de sistema cerrado para la preparación de las probetas NextDent, una velocidad de testeado mayor durante la prueba de flexión (5 mm/min) y la angulación de construcción de las probetas con 0° de inclinación. La utilización de sistemas cerrados de la misma marca en la preparación de las probetas limita el tiempo de manipulación directa del operador en comparación a los sistemas abiertos, siendo sistemas automatizados donde los parámetros de impresión y postprocesado están controlados y especificados para cada variedad de resina de la misma marca (Alghazzawi, 2016). Por otro lado, la velocidad de testeado durante la prueba de flexión se establece a partir del material y de las dimensiones del cuerpo de prueba, este parámetro estando incluido en la ISO 178:2003 para determinación de propiedades flexurales de materiales plásticos y la ISO 10477:2020 para coronas y recubrimiento a base de polímeros de uso odontológico, donde la velocidad de testeado recomendada para probetas de 4-5 mm de grosor/alto es 1-2 mm/min, ya que al usar una velocidad de testeado mayor los materiales presentan aumento de su módulo elástico, comportándose más rígidos y con mayor fragilidad.

Cuando hablamos de la dirección y/o angulación de construcción, se hace innegable la anisotropía de los materiales y/o el método de confección en estudio. Al ser objetos sólidos construidos capa a capa, la fuerza de cohesión entre capas es

menor que la cohesión intra-capas al momento de la construcción, como muestran los estudios de Alharbi y cols. (2016) y Tahayeri y cols. (2018). Y este fenómeno repercute en las propiedades mecánicas, como muestran los estudios de Alharbi y cols. (2016) y Reymus y cols. (2020), los especímenes impresos verticalmente con capas orientadas perpendiculares a la dirección de carga presentan mejor resistencia compresiva, o como muestra el estudio de Park y cols. (2019) que analiza la resistencia flexural de coronas provisionales de 3 unidades por manufacturadas por impresión 3D, con diferentes angulaciones de construcción. Para la construcción de los cuerpos de prueba se utilizó la resina NextDent C&B, resina de una generación anterior a la utilizada en esta tesis, y se imprimió en una impresora DLP con angulación de 0°, 30°, 45°, 60° y 90°. Se concluyó que hubo diferencias significativas entre las diferentes muestras, con resistencia flexural mayor las muestras con una angulación de 30°, 45° y 60°, mientras que la probeta impresa con 90° de angulación, como se hizo en este estudio, obtuvo los valores más bajos. Esta conclusión contrasta con la de Unkovskiy y cols. (2018), donde especímenes producidos por SLA con dirección de construcción paralela (90°) al sentido de carga obtuvieron el valor de resistencia flexural más elevado.

Como se puede observar con los estudios presentados, la resistencia flexural de resinas imprimibles presentan notables variaciones en sus valores, siendo una propiedad que se ve influenciada por diversos factores durante la construcción del objeto, durante el postprocesado, incluso siendo afectada por las condiciones propias del medio oral.

7.1.3. Resistencia flexural y requerimientos funcionales

La función masticatoria y la fuerza de mordida son influenciadas por diversos factores, como el número de diente en boca, estado periodontal, número y

estabilidad de contactos oclusales, edad, presencia de prótesis (fijas o removibles), desordenes temporomandibulares, entre otros. (Alt y cols., 2011; Manzon y cols., 2021).

Como se vio anteriormente en el estudio de Alfaro y cols. (2012) y Curiqueo y cols. (2015), la fuerza masticatoria máxima varía según edad y sexo; con valores promedio para adultos jóvenes varía entre 698N a 727N para hombres y de 370N a 466N para mujeres, donde el 80% de la fuerza masticatoria se concentra en la zona molar a la altura del primer molar superior (Varga y cols., 2011). Y cuando hablamos de función masticatoria, el estudio de Manzon y cols. (2021) nos habla de que al comer alimentos de diferente consistencia se ejercen diferentes valores de fuerza según necesidad, utilizando una fuerza masticatoria promedio de 167 N para comer pan de centeno, 118 N para zanahoria cruda, 80 N para carne hervida, 74 N para repollo crudo y 124 N para carne cocida. En condiciones normales la fuerza masticatoria varía entre 70 – 200 N, y solo el 40% de la fuerza masticatoria máxima representa la fuerza masticatoria normal, como expone Pantea y cols. (2022).

De forma simplificada y en concordancia con nuestros resultados, considerando la resistencia flexural de 40,16 MPa para la resina Harz Labs® Dental Sand, 36,14 MPa para la resina imprimible 3D Materials® Raydent C&B y 73,42 MPa para la resina NextDent® C&B MFH, y una fuerza masticatoria de 200 N, el área transversal mínima necesaria para soportar esta fuerza es de 4,98 mm² para Harz Labs® Dental Sand, 5,53 mm² para 3D Materials® Raydent C&B y 2,72 mm² para NextDent® C&B MFH. Para una fuerza de 700 N, la sección transversal mínima sería de 17,43 mm² para Harz Labs® Dental Sand, 19,36 mm² para 3D Materials® Raydent C&B y 9,53 mm² para NextDent® C&B MFH.

Un aumento en la resistencia flexural permite la disminución del área transversal necesaria para resistir las fuerzas aplicadas, haciendo posibles restauraciones temporales con paredes más delgadas. La sección transversal mínima de la

restauración temporal no es fácil de establecer, al ser un objeto de configuración geométrica compleja con grosores determinados y extensión variable, pudiendo ser un parámetro importante a la hora del diseño de la restauración, siendo necesaria mayor sección transversal para preparaciones en el área molar o para restauraciones provisionales para prótesis fija plural con puentes extensos. Con los resultados de este estudio podemos establecer la sección transversal necesaria para resistir cargas funcionales para las resinas imprimibles en estudio, más la determinación de si esas medidas son compatibles con el uso clínico debe ser investigado en futuros estudios.

7.2. Limitación del estudio

Dentro de las limitaciones que tuvimos durante el desarrollo de este estudio estuvo el hecho de tener acceso limitado al laboratorio de pruebas (Laboratorio de Metalurgia y Materiales, perteneciente al departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la Pontificia Universidad Católica de Chile), el que por temas de disponibilidad y tiempo nos impidió tener un grupo control para el estudio. Este grupo control en una primera instancia contaba con materiales de restauración temporal convencionales, como PMMA de autocurado, termocurado y un representante de las resinas bisacrílicas que serían testeadas bajo las mismas condiciones de sus contrapartes impresas, y así contrastar sus resultados con los valores encontrados en la literatura.

Otra limitación que tuvimos corresponde al equipo de impresión 3D y postprocesado utilizados para la preparación de las muestras. Si bien las especificaciones sobre intensidad lumínica y longitud de onda, tanto de la impresora como del horno de radiación UV, cumplen con los requisitos propuestos por los fabricantes, estos parámetros no fueron comprobados al momento de producir y procesar las muestras. Para próximos estudios se propone la posibilidad de medir estos

parámetros previos a los experimentos para asegurar el cumplimiento de las condiciones de trabajo y una mayor validez de los resultados. Otra limitación correspondiente a la tecnología de impresión 3D es la ausencia de un protocolo para la eliminación de los soportes. Con recomendaciones de los fabricantes y la tecnología disponible, las muestras impresas con medidas exactas sufrieron variaciones durante la eliminación de las estructuras de soporte de impresión que son observadas en la tabla 3. El desarrollo de un protocolo interno para esta parte del postprocesado nos asegura que todas las muestras fueron preparadas de la misma manera y con la misma manipulación, cuestión que será considerada para estudios futuros.

7.3. Estudios futuros

En primera instancia, debido a la escasa información y lo heterogénea de la existente, se hace necesario realizar estudios in vitro antes de avanzar hacia ensayos clínicos. Como se expone en el estudio de Keßler y cols. (2021), existiendo factores que afectan la resistencia flexural de resinas imprimibles como el envejecimiento y la dirección de impresión, el impacto en que estos factores modulan estas propiedades es dependiente de la composición de cada resina, de modo que no se puede asegurar un desempeño óptimo de las resinas imprimibles en estudio sin probar experimentalmente el efecto del grosor de capas, dirección de impresión y protocolo de postprocesado frente a resistencia flexural u otras propiedades mecánicas de interés. Como parte de esta misma instancia, como se mencionó en el subcapítulo de “Norma ISO 10477:2020 y requerimientos funcionales”, se hace pertinente desarrollar una investigación que exhiba el área de sección transversal y esfuerzo de diferentes tipos de rehabilitaciones como prótesis fija unitaria, plural, implantes con respecto a su arquitectura y fuerzas funcionales.

Por otro lado, otra rama investigativa clínicamente relevante que ha sido poco estudiada y con resultados contradictorios (Jeong y Kim, 2019; Lim y Shin, 2020) es la posibilidad y efectividad de la reparación de resinas imprimibles. Desde el punto de vista teórico, estos materiales al ser compuestos por heteropolímeros de la familia del metacrilato es posible pensar en la adhesión química con materiales de reparación convencional, pero sin estudios apropiados no se puede deducir la fuerza adhesiva ni la forma como se comportarán en conjunto estos materiales en función.

Junto a lo expuesto anteriormente, si los resultados obtenidos en los estudios in vitro son favorables es posible avanzar a estudios de mayor evidencia como reporte de casos, en una primera instancia, hasta llegar a estudios clínicos randomizados, estudios de mayor impacto que no se reportan en la literatura desde su apertura al mercado como materiales dentales de restauración temporal el año 2016 hasta la actualidad.

En definitiva, esta tesis es parte de un análisis más completo sobre esta nueva familia de materiales dentales, y podría considerarse un punto de partida para continuar con estudios experimentales que abarquen otras marcas comerciales disponibles y otras propiedades mecánicas importantes, a la vez que se sube por la pirámide de la evidencia.

Cabe destacar que, tanto para nuestra línea de investigación como para literatura actual, es importante seguir las instrucciones de los fabricantes y de las pautas ISO para el desarrollo correcto de los testeos y propiciar la replicación de los resultados por parte de otros grupos investigadores y así enriquecer la investigación y propiciar nuevos estudios.

8. CONCLUSIONES

El presente estudio *in vitro* evaluó el comportamiento mecánico en flexión de 3 resinas imprimibles de uso odontológico usados para rehabilitación protésica provisional. Siguiendo la evaluación de los resultados obtenidos, y dadas las limitaciones del presente estudio, llegamos a las siguientes conclusiones.

- La resina imprimible NextDent C&B MFH presentó los valores más altos para las variables módulo flexural y resistencia flexural.
- La resina imprimible NextDent C&B MFH fue la única de los materiales estudiados que logra cumplir el apartado de resistencia flexural de la norma ISO 10477:2020.
- La resina imprimible NextDent C&B MFH es compatible para el uso intraoral según norma ISO 10477:2020.

Como tema aparte, los autores declaran ausencia de conflicto de interés durante el desarrollo de este estudio, como se declara en el Anexo 1.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3D Materials. (2017). Safety data sheet 3D Materials Raydent C&B. Recuperado de: https://cf.zortrax.com/wp-content/uploads/2019/06/RAYDENT-CnB_RAY_MSDS.pdf (fecha de acceso: 17 de Julio de 2022)
- 3D Materials. (2019). 3DMaterials Catalogo. Bioingeniería Dental, 2-4. Recuperado de: https://www.reddental.info/assets/files/3DMaterials%20Catalogo_2019.pdf (fecha de acceso: 9 de Febrero de 2021)
- Abdulmohsen B, Parker S, Braden M y Patel M (2016). A study to investigate and compare the physicomechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dental Materials*, 32(2), 200–210. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26748979/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Abduo J, Elseyoufi M. (2018). Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 26:101-121. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29989757/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)
- Adjwilley (2014) Diagrama prueba de flexión en 3 puntos. Wikimedia Commons. Recuperado de: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Flexural_modulus_measurement.png (fecha de acceso: 13 de Enero de 2021)
- Alfaro P, Angeles F, Osorono M, Nuñez J y Romero G (2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *Revista ADM*, 69(2): 53-57. Recuperado de: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2012/od122c.pdf> (fecha de

acceso: 1 de Mayo de 2021)

Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA y cols. (2012). Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 21(5):363-9. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22372432/> (fecha de acceso: 12 de Mayo de 2021)

Alghazzawi TF. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2):72-84. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26935333/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)

Alharbi N, Osman R y Wismeijer D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6): 760-767. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002> (fecha de acceso: 04 de Septiembre de 2022)

Alt V, Hannig M, Wöstmann B y Balkenhol M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4): 339- 347. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.012> (fecha de acceso: 02 de Septiembre de 2022)

Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. (2018). A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 29(4):341-349. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29896904/> (fecha de acceso: 07 de Julio 2021)

Al-Thobity AM y Gad MM. (2021). Effect of silicon dioxide nanoparticles on the

flexural strength of heat-polymerized acrylic denture base material: A systematic review and meta-analysis. *The Saudi Dental Journal*, 33(8): 775-783. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2021.08.008> (fecha de acceso: 22 de Agosto de 2022)

Anne G, Mukarla N, Manne P, Anne R y cols. (2017). Comparative evaluation of flexural strength of conventional and reinforced heat cure acrylic resins: An In vitro study. *Journal of Dental Research and Review* 4(1): 9-12. Recuperado de:

https://www.researchgate.net/publication/318119768_Comparative_evaluation_of_flexural_strength_of_conventional_and_reinforced_heat_cure_acrylic_resins_An_In_vitro_study (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)

Ashby M. (2011). *Materials selection in mechanical design*, 2da edición. Editorial Butterworth-Heinemann, 40. Recuperado de: https://www.academia.edu/8200323/Materials_Selection_in_Mechanical_Design_Third_Edition (fecha de acceso: 27 de Marzo de 2021)

Askeland D y Wright W. (2016). *Ciencia e ingeniería de Materiales: séptima edición*. Editorial Cengage Learning, 601-638. Recuperado de: <https://www.elsolucionario.org/ciencia-e-ingenieria-de-los-materiales-donald-r-askeland-wendelin-j-wright-7ma-edicion/> (fecha de acceso: 15 de Mayo de 2022)

Asmussen E y Peutzfeldt A. (1998). Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 14(1):51-56. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9972151/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)

Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company J y cols. (2018). Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*, 13(2), e0193162. Recuperado de:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5830998/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)

Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2):156–163. Recuperado de: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12510> (fecha de acceso: 9 de Diciembre de 2020)

Beer F, Johnston E y DeWolf J (2010). *Mecánica de materiales* 5a edición., 2 -23; 52 -96; 208 -250. McGraw-Hill Interamericana. Recuperado de: <https://archive.org/details/mecanica-de-materiales-beer-johnston>

Blasi Á y Barrero C (2011). Estudio in vitro para comprobar la estabilidad del color de materiales provisionales usados en prostodoncia. *Universitas Odontológica*. Vol. 30, p17-23. Recuperado de: <https://www.redalyc.org/pdf/2312/231221606003.pdf> (fecha de acceso: 15 de Enero de 2022)

Blatz MB y Conejo J. (2019). The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dental Clinics of North America*, 63(2):175-197. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30825985/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)

Burke FJ, Murray MC, Shortall AC. (2005) Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dental Update*, 32(8):443-4, 447-8, 450-2. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16262032/> (fecha de acceso: 13 de Marzo de 2021)

Callister W, Rethwisch D. (2009). *Materials Science and Engineering*, 8ta edición. Editorial John Wiley & Sons Inc., 150-196; 409; 541-581. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/332275311_materials-science-and-engineering-8th-edition-callister (fecha de acceso: 27 de Marzo de 2021)

- Carneiro AL, Bezerra AK, de Sousa K, Oliveira É, Seabra GA y cols. (2020). Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2):241-248. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32147252/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)
- Carvajal J. (2001). Prótesis fija; preparaciones biológicas, impresiones y restauraciones provisionales. Editorial Mediterráneo Ltda. Santiago, Chile. Vol.4, p143-153.
- Chen H, Cheng DH, Huang SC y Lin YM. (2021). Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 126(5):703-708. Recuperado de : <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.003> (fecha de acceso: 05 de Agosto de 2022)
- Chia HN y Wu BM. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*, 9(1):4. Recuperado de: <http://www.ibioleng.org/content/9/1/4> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)
- Curiqueo A, Salamanca C, Borie E, Navarro P y Fuentes R (2015) Evaluación de la Fuerza Masticatoria Máxima Funcional en Adultos Jóvenes Chilenos. *International journal of odontostomatology*, 9(3), 443-447. doi:10.4067/S0718-381X2015000300014. (fecha de acceso: 20 de Enero de 2022)
- Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. (2016). Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(4): 328-334. Recuperado de: <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191288> (fecha de acceso: 05 de Agosto de 2022)

- Dorocka-Bobkowska B, Medyński D y Pryliński M (2017). Recent advances in tissue conditioners for prosthetic treatment: A review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine* 26(4):723-728. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28691420/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Facenda JC, Borba M, Corazza PH. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(4):281-286. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29399950/> (fecha de acceso: 15 de Marzo de 2021)
- Gratton D y Aquilino S (2004). Interim restorations. *Dental Clinics of North America*. 48:2,487-497. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15172612/> (fecha de acceso: 05 de Febrero de 2022)
- Goncalves T, De Menezes L y Silva L (2008). Residual monomer of autopolymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods. An in situ evaluation. *The Angle Orthodontist*. 78(4):722-2. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18302474/> (fecha de acceso: 15 de Enero de 2022)
- Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Katheng A y Minakuchi S. (2021). Comparison of Mechanical Properties of PMMA Disks for Digitally Designed Dentures. *Polymers* 13(11):1745. Recuperado de: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/11/1745> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- HARZ Labs. (2021). HARZ Labs - Dental Cast. HARZ Labs.com. Recuperado de <https://harzlabs.com/products/resins-for-desktop-lcd-dlp/dental-cast/section/description> (fecha de acceso: 9 de Febrero de 2021)
- Hasanzade M, Aminikhah M, Afrashtehfar KI, Alikhasi M. (2020). Marginal and internal adaptation of single crowns and fixed dental prostheses by using

digital and conventional workflows: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 22-3913(20)30412-30411. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32928518/> (fecha de acceso: 9 de Diciembre de 2020)

Haselton D, Diaz-Arnold A y Dawson D (2004). Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials. *Journal of Prosthodontics*. 13(4):227-32. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15610543/> (fecha de acceso: 15 de Enero de 2022)

Hashem M, Alsaleem SO, Assery MK, Abdeslam EB, Vellappally S y cols. (2014). A comparative study of the mechanical properties of the light-cure and conventional denture base resins. *Oral Health and Dental Management* 13(2):311-315. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24984639/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)

Hashem M, Al Rez MF, Fouad H, Elsarnagawy T, ElSharawy M 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. Recuperado de: <https://doi.org/10.1166/sam.2017.3087> (fecha de acceso: 28 de Julio de 2022)

Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub Z. (2018). Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5): 783–790. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28969918/> (fecha de acceso: 9 de Diciembre de 2020)

- Isotools Excellence (2015). ¿Qué son las normas ISO y cuál es su finalidad?. Recuperado de: <https://www.isotools.org/2015/03/19/que-son-las-normas-iso-y-cual-es-su-finalidad/#:~:text=Las%20normas%20ISO%20se%20crearon,servicios%20para%20las%20organizaciones%20internacionales>. (fecha de acceso: 24 de Junio de 2021)
- Jafari B, Hakim S y Razavi-Nouri M. (2018). Cured Poly (ethylene-g-maleic anhydride) /Graphene Nano-composite: Properties and Characterization. Mechanics of Advanced Composite Structures 5. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/324977034_Cured_Polyethylene-g-maleic_anhydrideGraphene_Nanocomposite_Properties_and_Characterization (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Jeong KW y Kim SH. (2019). Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. The Journal of Advanced Prosthodontics, 11(2):95-104. Recuperado de: <https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.2.95> (fecha de acceso: 13 de Septiembre de 2022)
- Khoroushi M, Mazaheri H, Manoochehri A. (2011). Effect of CPP-ACP Application on Flexural Strength of Bleached Enamel and Dentin Complex. Operative Dentistry, 36:372-379. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/51564815_Effect_of_CPP-ACP_Application_on_Flexural_Strength_of_Bleached_Enamel_and_Dentin_Complex (fecha de acceso: 15 de Marzo de 2021)
- Keßler A, Hickel R y Ilie N. (2021). In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. Dental Materials Journal, 40(3): 641- 649.

Recuperado de: <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-147> (fecha de acceso: 22 de Septiembre de 2022)

Kerby R, Knobloch L, Sharples S y Peregrina A (2013). Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *Journal Prosthetics Dentistry*. 110(1):21-8. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23849610/> (fecha de acceso: 05 de Marzo de 2022)

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. Recuperado de: <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2762> (fecha de acceso: 3 de Enero de 2021)

Liaw CY, Guvendiren M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2):024-102. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28589921/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)

Lin CH, Lin YM, Lai YL y Lee SY. (2020). Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 123(2): 349-354. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.002> (fecha de acceso: 23 de Julio de 2022)

Lim NK y Shin SY. (2020). Bonding of conventional provisional resin to 3D printed resin: the role of surface treatments and type of repair resins. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5):322-328. Recuperado de: <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.5.322> (fecha de acceso: 07 de Septiembre de 2022) iza Ali I, Yunus N y Abu-Hassan MI. (2008). Hardness, Flexural Strength, and Flexural Modulus Comparisons of Three Differently Cured Denture Base Systems. *Journal of Prosthodontics* 17(7): 545- 549.

Recuperado de: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x> (fecha de acceso: 28 de Julio de 2022)

Louvrier A, Marty P, Barrabé A, Euvrard E, Chatelain B y cols. (2017). How useful is 3D printing in maxillofacial surgery? *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 118(4):206-212. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28732777/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)

Maalhigh-Fard A. (2003). Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Operative Dentistry Journals*. 28(6):734-739. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14653288/> (fecha de acceso: 15 de enero de 2022)

Macchi R. (2007) *Materiales Dentales 4ta edición*. Medicina Panamericana, 346. Recuperado de: https://www.academia.edu/36807813/Macchi_Materiales_Dentales_4ta_Ed (fecha de acceso: 22 de Enero de 2021)

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. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27150898/> (fecha de acceso: 15 de Agosto de 2022)

Manzon L, Vozza I y Poli O. (2021). Bite Force in Elderly with Full Natural Dentition and Different Rehabilitation Prosthesis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4):14- 24. Recuperado de: <https://doi.org/10.3390/ijerph18041424> (fecha de acceso: 04 de Septiembre de 2022)

Marín García, J. (2008). *Apuntes de diseño de máquinas (2da edición., p. 40)*. Club

Universitario.

Marin, D. (2017). HARZ Labs Dental Sand A1-A2, and now A3, 3D Printing resin. Lumi Industries. Recuperado de: <https://www.lumindustries.com/3dresins/harzlabs-dental-sand> (fecha de acceso: 6 de Abril de 2021)

Matweb LLC (1999). GEHR Plastics PMMA Acrylic. MATWEB: Material property data. Recuperado de: http://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=210751b21d6146878491fbf2e596d6c7 (Fecha de acceso: 23 de septiembre de 2021)

Meglioli M, Naveau A, Macaluso GM, Catros S. (2020). 3D printed bone models in oral and cranio-maxillofacial surgery: a systematic review. 3D Printing in Medicine, 6(1):30. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33079298/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)

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. (Tesis de Pregrado, Universidad de Chile) Recuperado de: <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/146765> (Fecha de acceso: 15 de Enero de 2022)

Morenza N, Fernández O, Gil F. (2009) Estudio comparativo entre las aleaciones cromo-níquel, cromo-cobalto y titanio para su aplicación en prótesis odontológica. Gaceta Dental, 197. Recuperado de: <https://gacetadental.com/2009/03/estudio-comparativo-entre-las-aleaciones-cromo-nquel-cromo-cobalto-y-titanio-para-su-aplicacin-en-prtesis-odontolgica-31583/>

NextDent. (2016) Instruction for Use NextDent™ C&B (Crown & Bridge). Recuperado de <https://www.3d->

tulostus.fi/WebRoot/vilkas04/Shops/20131018-11092-264846-1/5904/60AA/98E9/FE70/8A0B/0A28/1011/34C3/IFU-NextDent-CB-INCBIIa201601UK.pdf (fecha de acceso: 9 de Febrero de 2021)

NextDent (2018) Safety data sheet NextDent C&B MFH. Recuperado de: [https://www.laboratoirelda.com/wp-content/themes/LDA/materiaux/36%20-%20SDS NextDent%20CB%20MFH V1.0 20180731 EN.pdf](https://www.laboratoirelda.com/wp-content/themes/LDA/materiaux/36%20-%20SDS%20NextDent%20CB%20MFH%20V1.0%2020180731%20EN.pdf) (fecha de acceso: 17 de Julio de 2022)

NextDent. (2021). NextDent C&B MFH. Recuperado de <https://NextDent.com/products/cb-mfh-micro-filled-hybrid> (fecha de acceso: 9 de Febrero de 2021)

Ortiz A, Ledesma R. (2020). Diagrama tensión-deformación: ensayo de tracción simple. Blog Vortize Arquitecto. Recuperado de: <http://www.vortize.com/blog/diagrama-tension-deformacion/> (fecha de acceso: 12 de Enero de 2021)

Organización Internacional de Normalización. (2020) Dentistry — Polymer-based crown and veneering materials (ISO 10477) Recuperado de: <https://www.iso.org/standard/80007.html>

Okolie O, Stachurek I, Kandasubramanian B, Njuguna J. (2020). 3d printing for hip implant applications: A review. *Polymers*, 12(11):2682. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33202958/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2021)

Pantea M, Ciocoiu RC, Greabu M, Ripszky Totan A, Imre M y cols. (2022). Compressive and Flexural Strength of 3D-Printed and Conventional Resins Designated for Interim Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Comparison. *Materials* (Basel), 15(9):30-75. Recuperado de: <https://doi.org/10.3390/ma15093075> (fecha de acceso: 02 de Septiembre de 2022)

- Park SM, Park JI, Kim SK, Heo SJ y Koak JY. (2019). Comparison of Flexural Strength of Three-Dimensional Printed Three-Unit Provisional Fixed Dental Prostheses according to Build Directions. *Journal of Korean Dental Science*, 12(1): 13-19. Recuperado de: <https://doi.org/10.5856/JKDS.2019.12.1.13> (fecha de acceso: 25 de Agosto de 2022)
- 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: 26-39. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/221797752_Management_of_Provisional_Restorations'_Deficiencies_A_Literature_Review (fecha de acceso: 20 de Febrero de 2022)
- Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. (2007). Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dental Materials*, 23(9):1129-1135. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17116326/> (fecha de acceso: 15 de Abril de 2021)
- Popov E, Balan T (2000) *Mecánica de sólidos* 2da edición, Editorial Pearson Education. Recuperado de: https://www.academia.edu/31432452/Mecánica_de_Sólidos_Egor_Popov_2_Ed_Español (fecha de acceso: 22 de Febrero de 2021)
- Ramírez F, Félix M, Romero A y Guerrero A. (2015). Características Mecánicas de Uñas Acrílicas en el Toque de Guitarra. *Afinidad -Barcelona* 572: 572-578. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/292977390_Caracteristicas_Mecanicas_de_Unas_Acrylicas_en_el_Toque_de_Guitarra (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Rayyan M, Aboushelib M, Sayed, N, 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. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26001490/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Redwood B, Schöffner F, Garret B. (2017). The 3D Printing Handbook: Technologies, design and applications. Amsterdam: Coers & Roest. Recuperado de: <https://www.pdfdrive.com/the-3d-printing-handbook-technologies-design-and-applications-e184750686.html> (fecha de acceso: 15 de Diciembre de 2020)
- 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: 701-710. Recuperado de: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00784-019-02952-7> (fecha de acceso: 05 de Marzo del 2021)
- Roulet JF, Schepker KL, Truco A, Schwarz HC, Garcia M. (2021). Biaxial flexural strength, crystalline structure, and grain size of new commercially available zirconia-based ceramics for dental appliances produced using a new slip-casting method. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 114:104180. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104180> (fecha de acceso: 15 de Marzo de 2021)
- Roux R, Ladavière C, Montembault A y Delair T. (2013). Particle assemblies: toward new tools for regenerative medicine. Materials Science and Engineering: C, Materials for Biological Applications 33(3):997-1007. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23827536/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)
- Scherer M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, Kois J, Özcan M y cols. (2022). Influence

of the layer thickness on the flexural strength of aged and non-aged additively manufactured interim dental material. *Journal of Prosthodontics*, pendiente de publicación. Recuperado de: <https://doi.org/10.1111/jopr.13582> (fecha de acceso: 03 de Septiembre de 2022)

Shames I, Pitarresi J. (1999). *Introduction to Solid Mechanics* 3era Edición. Editorial Prentice-Hall, 331-435. Recuperado de: <https://dokumen.tips/download/link/introduction-to-solid-mechanics-irving-h-shames-james-m-pitarresi> (fecha de acceso: 24 de Febrero de 2021)

Shillingburg HT Jr, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R y Brackett SE (2006). *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija* 3era Edición. Editorial Quintessence Barcelona, 225-226. Recuperado de: <https://es.scribd.com/doc/63959334/Fundamentos-Esenciales-en-Protesis-Fija-SHILLINGBURG> (fecha de acceso: 07 de Julio de 2021)

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 24(4):655-665. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12437960/> (fecha de acceso: 23 de Septiembre de 2021)

Sivaraman K, Chopra A y Venkatesh S (2015). Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 43(3), 215-225. Recuperado de: <https://doi.org/10.1111/joor.12361> (fecha de acceso: 23 de Enero de 2022)

Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S y cols. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental Materials Journal*, 37(4), 526-533. Recuperado de: https://www.istage.jst.go.jp/article/dmj/37/4/37_2017-207/article (fecha de

acceso: 15 de Septiembre de 2022)

- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9):1289–1296. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16946436/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)
- Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A y cols. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2): 192-200. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003> (fecha de acceso: 05 de Septiembre de 2022)
- Thompson GA, Luo Q. (2014). Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3): 638-648. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24831742/> (fecha de acceso: 10 de Marzo de 2021)
- Unkovskiy A, Hai-Binh Bui P, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F y cols. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12): 324- 333. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011> (fecha de acceso: 02 de Septiembre de 2022)
- Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ, 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). Recuperado de: <https://doi.org/10.1002/adem.201800876> (fecha de acceso: 3 de Enero de

2021)

- Vaidyanathan T, Vaidyanathan J y Manasse M (2015). Analysis of stress relaxation in temporization materials in dentistry. *Dental Materials*. 31(3):55-62. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25498989/> (fecha de acceso: 08 de Marzo de 2022)
- Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S y cols. (2011). Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *European Journal of Orthodontics*, 33(4):427- 433. Recuperado de: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq097> (fecha de acceso: 09 de Septiembre de 2022)
- 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. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.008> (fecha de acceso: 14 de Abril de 2021)
- Wang H. y Qin QH. (2019). *Methods of Fundamental Solutions in Solid Mechanics*, Chapter 2 - Mechanics of solids and structures. Elsevier, 53-90. Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818283-3.00002-6> (fecha de acceso: 08 de Septiembre de 2022)
- Yadav B., Dureja I., Malhotra P., Dabas N., Bhargava A., y Pahwa R. (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. *The Journal Of Indian Prosthodontic Society*, 18(4), 314. Recuperado de: <https://www.j-ips.org/article.asp?issn=0972-4052;year=2018;volume=18;issue=4;spage=314;epage=320;aui=Dureja> (fecha de acceso: 20 de marzo de 2022)
- Zaid M, Bajaj N, Burrows H, Mathew R, Dai A y cols. (2019). Creating customized

- oral stents for head and neck radiotherapy using 3D scanning and printing. *Radiation Oncology*, 14(1):148. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31426824/> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020)
- Zafar MS. (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*, 12(10):2299. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33049984/> (fecha de acceso: 12 de Mayo de 2021)
- Zhang J, Li L, Guo R, Zhou H, Li Z, Chen G, Li Q (2018). Preparation of novel UV-cured methacrylate hybrid materials with high thermal stability via thiol-ene photopolymerization. *Journal of Materials Science* 54 (7). Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/329795558_Preparation_of_novel_UV-cured_methacrylate_hybrid_materials_with_high_thermal_stability_via_thiol-ene_photopolymerization (fecha de acceso: 23 de septiembre de 2021)
- Zuñiga Y Quisiguiña E (2019). Resistencia de las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato vs bis-acrílicas de autocurado a fuerzas de compresión. Universidad Nacional de Chimborazo, 2019. Recuperado de: <http://dspace.unach.edu.ec/handle/51000/5866> (fecha de acceso: 06 de Marzo de 2022)
- Zweben C, Smith WS, Wardle MW. (1979). Test methods for fiber tensile strength, composite flexural modulus, and properties of fabric-reinforced laminates, *Composite Materials: Testing and Design (Fifth Conference)*. ASTM International: 674:228–228–35, Recuperado de: <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwiGyO704NbwAhWjF7kGHcDZCMEQFjABegQIDhAD&url=https%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Ffile.PostFileLoader.html%3Fid%3D57a9b37b4048545ae3404218%26assetKey%3DAS%253A393123365703683>

[%25401470739322920&usg=AOvVaw3csV14-bDgVtCjrOAHmeli](#) (fecha de acceso: 25 de marzo de 2021)

10. ANEXOS Y APENDICES

Anexo 1: 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: ANÁLISIS COMPARATIVO DE PROPIEDADES FLEXURALES DE TRES RESINAS IMPRIMIBLES BIOCOMPATIBLES DE USO ODONTOLÓGICO, MEDIANTE UNA MODIFICACIÓN DE LA NORMA ISO 10477:2020.” Del estudiante Paulo Ortega Reinoso.

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