



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE REHABILITACIÓN ORAL**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE RESINAS
IMPRIMIBLES A TRAVÉS DEL MÉTODO DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL
“LIQUID CRYSTAL DISPLAY” (LCD), SIGUIENDO ESPECIFICACIONES DE LA
NORMA ISO 527-1**

Nelson Antonio Alejandro Norambuena Quinteros

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANODENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dra. Elizabeth Astorga Bustamante

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. Nicolas Améstica Fuenzalida

Prof. Dr. Cristian Vergara Núñez.

ASESORES

Dr. Rubén Cortés Herrera

**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**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE RESINAS
IMPRIMIBLES A TRAVÉS DEL MÉTODO DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL
“LIQUID CRYSTAL DISPLAY” (LCD), SIGUIENDO ESPECIFICACIONES DE LA
NORMA ISO 527-1**

Nelson Antonio Alejandro Norambuena Quinteros

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANODENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dra. Elizabeth Astorga Bustamante

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. Nicolas Améstica Fuenzalida

Prof. Dr. Cristian Vergara Nuñez.

ASESORES

Dr. Rubén Cortés Herrera

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

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mis tutores, Dra. Elizabeth Astorga, Dr. Nicolás Améstica, Dr. Cristian Vergara y a nuestro asesor, el Dr. Rubén Cortés, por acogerme como tesista y ayudarme en este difícil proceso, respondiendo dudas y facilitando el aprendizaje de conceptos nuevos para desarrollar esta investigación.

A mis padres, mi hermana y abuela, por darme ánimos siempre y apoyarme bajo cualquier circunstancia. A mis abuelos paternos por animarme a continuar sin importar los obstáculos.

A Bárbara, por demostrar interés genuino en lo que hago, por querer ayudarme siempre, por escucharme y acompañarme cuando lo necesité. Te estoy infinitamente agradecido.

A mi grupo de amigos de la universidad, los homúnculos, por todas las aventuras que hemos tenido en estos años de carrera y por mantenernos unidos hasta el final. Se que al salir nunca perderemos el contacto.

A mis amigos que mantengo desde el colegio, ha sido increíble ver cómo hemos crecido y avanzado después de tantos años. Gracias a cada uno de ustedes.

Y gracias a todos los docentes y compañeros de la universidad que me ayudaron a aprender en el transcurso de mis estudios.

A todas las personas que he mencionado aquí les estoy inmensamente agradecido, y pueden contar con mi ayuda en el futuro cuando la lleguen a necesitar.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN. MARCO TEÓRICO	1
1.1 Odontología digital	1
1.2 Métodos de impresión 3D	2
1.3 Aplicación de impresión 3D en odontología	4
1.4 Comparación entre resinas convencionales e imprimibles 3D para la confección de restauraciones provisionales.	5
1.5 Post procesado de resinas impresas	6
1.6 Resinas impresas y fuerzas intraorales	7
1.7 Flexión mandibular	9
1.8 Propiedades mecánicas de las resinas	12
1.9 Resistencia a la tracción	16
1.10 Tipo de fractura de un material sometido a fuerzas de tracción.	18
1.11 Ensayo de tracción	20
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	21
2.1 HIPÓTESIS.	21
2.2 OBJETIVOS:	21
3. MATERIALES Y MÉTODOS	22
3.1 Características del estudio	22
3.2 Forma de recolección de los datos	22
3.3 Testeo de Muestras	26
3.4 Análisis Estadístico	33
4. RESULTADOS	34
5. DISCUSIÓN	44
5.1 Resistencia a la tracción (Rm)	44
5.2 Análisis de la literatura.	47
5.3 Patrones de fractura.	52
5.4 Gráficos esfuerzo/deformación	53
5.5 Limitaciones y futuros estudios.	54
6. CONCLUSIONES	57
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	58
8. ANEXOS Y APÉNDICES	67
8.1 Anexo 1: Recomendaciones post procesado de las resinas imprimibles.	67

RESUMEN

Introducción: El flujo digital en odontología, utilizando el sistema CAD/CAM, permite la creación de elementos protésicos mediante la impresión tridimensional. Por medio del método Liquid Crystal Display (LCD), se pueden fabricar provisorios de prótesis fijas mediante la utilización de resinas imprimibles. Ejemplos comerciales de estos materiales son las resinas Next Dent C&B MFH, Harz Labs Dental Sand A3 y Raydent C&B. Una propiedad mecánica relevante de un material odontológico de uso intraoral es la resistencia a la tracción. Esta permite resistir fuerzas de sentido contrario que actúan sobre un mismo eje, alargando el objeto. Para probar estos materiales, es necesario realizar un ensayo de tracción, siguiendo las especificaciones de la norma ISO 527-1 para plásticos.

Material y métodos: Esta investigación es un estudio experimental in vitro. La muestra fue de 15 probetas, con 5 probetas para cada marca de resina. Las probetas se diseñaron virtualmente con el programa 3DEXPERIENCE para luego ser impresas con la impresora 3D LCD Anycubic Photon, con un grosor de capa de 100 μm y una orientación de 0 grados respecto a la plataforma de impresión. Se aplicó un post procesado y post curado a las probetas según recomendaciones de los fabricantes y se almacenaron por 24 horas en agua destilada. Se realizó un ensayo de tracción para cada probeta, usando la máquina de testeo universal Zwick/Roell Z100, a una velocidad transversal constante de 5 mm/min. Los datos fueron analizados estadísticamente con el programa Stata 14S/E.

Resultados: Los valores promedio de resistencia a la tracción para las resinas Next Dent, Harz Labs y Raydent fueron 53,5 MPa, 39,61 MPa y 38,03 MPa respectivamente. Se encontró diferencia estadística entre las resinas Next Dent y Harz Labs ($p = 0,00$) y entre las resinas Next Dent y Raydent ($p = 0,00$).

Conclusiones: Al comparar las resinas Next Dent, Harz Labs y Raydent, la que presenta mayor resistencia a la tracción es la resina Next Dent.

1. INTRODUCCIÓN. MARCO TEÓRICO

1.1 Odontología digital

La digitalización en odontología ha cambiado considerablemente la manera de ejercer la práctica profesional en el mundo moderno, revolucionando la toma de registros, el diseño de las restauraciones y/o elementos protésicos y la manufactura de estos mismos. Estos procesos se integran en un solo flujo dentro de los sistemas CAD/CAM (Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing/Diseño Asistido por Computadora, Manufactura Asistida por Computadora), introducidos por primera vez en la década de los 70 para intentar reemplazar los métodos tradicionales (Liaw & Guvendiren, 2017). Estos sistemas tienen 3 componentes principales; la unidad de adquisición de datos, un software para el diseño virtual y, por último, la manufactura totalmente computarizada y automatizada (Alghazzawi, 2016).

La adquisición de datos es a través de un escáner intraoral o de mesa, que obtiene una imagen del diente o área preparada, estructuras antagonistas y adyacentes, convirtiéndolos en una imagen virtual. Este método también se puede realizar de manera indirecta escaneando el modelo de yeso obtenido por técnicas convencionales. El software utilizado para el diseño permite crear restauraciones en modelos virtuales en base a parámetros de tallado arbitrarios. Todos los datos de estos sistemas son almacenados en archivos con extensión .STL, (Standard Triangulation Language/Lenguaje de triangulación estándar) cuya modalidad es usar triángulos (polígonos) para describir la superficie de un objeto y tener una imagen virtual (Redwood & cols., 2017). Para materializar este diseño, existen métodos de manufactura tanto sustractiva como aditiva (Alghazzawi, 2016).

El método sustractivo se encuentra más establecido en la práctica odontológica, y consiste en el fresado de un bloque de material con piedras y fresas. La desventaja de este método es el desperdicio de gran cantidad de material, hasta un 90% (Strub & cols., 2006). Por otro lado, el método aditivo se presenta como

una alternativa más novedosa y que desperdicia poco material, pues una partícula para formar un objeto tridimensional capa por capa. (Alghazzawi, 2016). El método aditivo cuenta con una amplia gama de técnicas contenidas dentro de la impresión en 3-D. Es importante señalar que los materiales usados para la impresión 3-D abarcan una gran variedad, como plásticos, metal, arcilla, arena e incluso células humanas, cada uno adaptado para un tipo específico de impresora (Groth & cols., 2014).

1.2 Métodos de impresión 3D

Si bien existen varios tipos de impresoras y métodos de impresión 3D, se pueden clasificar en base a las siguientes técnicas:

1.- Estereolitografía (SLA): Consiste en la polimerización de una resina fotocurable mediante proyección de luz o láser (Chia & Wu, 2015). Fue el primer método aditivo o de prototipado rápido. Las primeras versiones usaban una resina líquida, la cual, era fotocurada mediante láser. Es posible agregar agentes absorbentes de rayos UV para controlar la profundidad de la polimerización, al igual que fotoiniciadores (Chia & Wu, 2015).

2.- Impresión de proyección digital (DLP): Similar al método anterior, se encuentra la DLP, cuya única diferencia es la fuente de luz: se utiliza un proyector para fotocurar una capa completa al mismo tiempo, siendo mucho más rápida que la estereolitografía (Groth & cols., 2014).

3.- Impresión 3D por Liquid Crystal Display (LCD): Por otra parte, también está la impresión 3D por LCD, el cual es prácticamente igual a la impresión DLP, la diferencia es la fuente de luz; ésta viene de varias luces LED que proyectan sus haces a través de una pantalla LCD. Esta pantalla actúa como una máscara

revelando sólo los píxeles que serán iluminados, por ello no necesita de un dispositivo para dirigir la luz, a diferencia de los métodos anteriores.

4.- Sinterizado selectivo mediante láser (SLS): El SLS involucra la unión o sinterizado de partículas de polvo mediante un láser de CO₂ para crear una estructura tridimensional. Las finas capas de partículas del material son esparcidas entre las capas que se encuentran sinterizadas. Este método no requiere de estructuras de soporte para sostener la estructura tridimensional que se está formando. Una desventaja es la difícil remoción del polvo no sinterizado que queda atrapado entre capas (Chia & Wu, 2015).

5.- Fabricación por filamento fundido (FDM): En el caso de la fabricación por FDM, como lo indica su nombre, se funde un filamento termoplástico hasta estado líquido, el cual es extruido por una boquilla en un patrón específico para crear una estructura. Una vez extruido, el material se solidifica de inmediato (Chia & Wu, 2015).

6.- Impresión por extrusión (IPE): Las impresiones por extrusión se basan en extruir un material líquido y viscoso desde una jeringa presurizada a un medio líquido de igual densidad. Se pueden crear hidrogeles con este método. Además, puede ser usado a temperatura ambiente o altas temperaturas, pero no requiere materiales termoplásticos necesariamente. (Chia & Wu, 2015; Obregon & cols., 2015)

7.- Impresión por inyección de tinta (IIT): Las impresiones por inyección de tinta, eyectan un volumen de líquido o tintas de baja viscosidad a una ubicación predeterminada en los 3 ejes del espacio (Obregon & cols., 2015). La eyección de

este material puede ser ejercida por fuerzas térmicas, acústicas o electromagnéticas (Alhnan & cols., 2016).

Todos estos métodos de impresión tridimensional tienen en común que utilizan un programa de corte (Slicer) que divide al diseño importado de formato STL en capas. El Slicer transforma el archivo STL en un código G. Este último es un lenguaje de programación y control numérico usado en los sistemas CAM para controlar las máquinas automatizadas de impresión 3D. El Slicer también permite al operador definir los parámetros de construcción; especificando el lugar de los soportes de la estructura, altura de las capas y orientación de las partes impresas (Redwood & cols., 2017). Adicionalmente, todo método de impresión 3D requiere una etapa de post procesado, como la utilización de luz ultravioleta para fotocurado o la remoción de las estructuras de soporte del objeto.

1.3 Aplicación de impresión 3D en odontología

De la misma manera en que hay distintas metodologías para la fabricación de elementos tridimensionales, existen también diferentes aplicaciones en el área de la odontología. La aplicación más temprana de la impresión 3D en odontología se remonta a los fines de la década de los 90, donde se usaba en conjunto con métodos tradicionales (Liaw & Guvendiren, 2017), y en la actualidad, se utiliza para la creación de coronas, puentes, carillas, bases para prótesis removibles, modelos físicos, guías quirúrgicas para implantes y retenedores de ortodoncia (Liaw & Guvendiren, 2017). Los métodos predominantes para la fabricación de estos implementos son la SLA y DLP, conocidos como métodos de fotopolimerización, principalmente por su rapidez, alta resolución, menor costo y la habilidad de crear figuras complejas (Liaw & Guvendiren, 2017). Las resinas pueden ser reforzadas con rellenos metálicos o cerámicos para mejorar las propiedades mecánicas. De particular utilidad son estas resinas para confeccionar restauraciones temporales durante tratamientos rehabilitadores. Estas resinas pueden ser clasificadas en 2 grupos según su composición química: las resinas

acrílicas o basadas en monometacrilato como el polimetilmetacrilato (PMMA) y aquellas resinas basadas en dimetacrilatos como el bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA) (Astudillo & cols., 2018). Existen varios productos y compañías que trabajan con estas últimas en un formato imprimible para el ámbito de la impresión tridimensional, como la resina biocompatible Nexdent C&B MFH (de la empresa Next Dent con sede en Países Bajos), la resina Raydent C&B (de la empresa surcoreana Ray co) y la resina Dental Sand A3 (de la empresa rusa HARZ Labs), todas con indicación para confección de coronas y puentes temporales.

1.4 Comparación entre resinas convencionales e imprimibles 3D para la confección de restauraciones provisionales.

Algunos problemas comunes con la confección de provisorios de acrílico en clínica mediante el uso de PMMA tradicional son

- La contracción del material y liberación de calor que puede dañar dientes vitales.
- Las fracturas y mal manejo del material pueden crear desajustes del margen del provisorio, posibles filtraciones y por ende contaminación de la preparación.

Con el uso de la tecnología CAD/CAM e impresión 3D se eliminan estos contratiempos, gracias a que el material consigue:

- Un ajuste óptimo del margen de la preparación
- No se trabaja directamente en boca y no libera calor a los tejidos.
- Permite la confección de provisorios de varias piezas dentales sin mayor complicación. (Yadav & cols., 2018).

Aprovechando estas posibilidades que se presentan mediante la impresión 3D en un mundo cada vez más digitalizado, es de suma importancia poner estas resinas a prueba, para luego ser usadas en la práctica clínica y atención de pacientes

1.5 Post procesado de resinas impresas

Estas resinas, al ser utilizadas mediante el método 3D, necesariamente requieren una etapa de post procesado, ya que se deben remover las estructuras que dan soporte al objeto mientras se genera capa por capa. Las etapas en el post procesado se pueden dividir en 3 categorías (Redwood & cols., 2017):

- Post procesado obligatorio
- Terminación de superficie
- Estético

En la etapa obligatoria se procede a remover las estructuras de soporte a mano o mediante corte. Como las estructuras de soporte son del mismo material con el cual se realiza la impresión, estos dejan una pequeña irregularidad al ser removidas. Luego se deben suavizar las imperfecciones, en el proceso de terminación de superficie. Finalmente, se puede agregar aceite mineral para suavizar y pintar la superficie, para realizar un pulido final con fines estéticos. Todo esto oculta las líneas de terminación que quedan entre capas y puede proteger la estructura frente a decoloración futura por exposición a luz UV por el paso del tiempo (Redwood & cols., 2017).

Adicionalmente, la profundidad de curado y el grado de conversión de monómero a polímero son sumamente importantes para las propiedades mecánicas de estas resinas. Como la resina es fotopolimerizada capa por capa, necesariamente incluye un compuesto fotoabsorbente en su composición. Sin embargo, esto mismo resulta en una pérdida de la profundidad del curado por pérdida de la intensidad de la luz que llega a las capas posteriores (Uzcategui & cols., 2018). El resultado final es una estructura con propiedades mecánicas inferiores a las que debería poseer. Una de las propiedades afectadas principalmente es la dureza, la

cual está íntimamente ligada al porcentaje de monómero residual, de hecho, se le considera un indicador del grado de polimerización y puede ser usado como un predictor de la resistencia al desgaste del material en cuestión (Thompson & Luo, 2014). Por ende, para llegar al grado de polimerización máxima, resulta imprescindible una etapa de post procesado adicional. En la literatura están descritas técnicas de post procesado, utilizando hornos de termocurado o de fotocurado con luz UV (Uzategui & cols., 2018). También existe la posibilidad de utilizar microondas para aumentar la polimerización del monómero, pues genera la energía suficiente para que las moléculas reaccionen, haciéndolas vibrar y colisionar entre ellas (Nunes de Mello & cols., 2020). La duración de este proceso es diferente para cada resina según la compañía productora, la impresora y también los diferentes hornos. Se ha demostrado que las propiedades mecánicas efectivamente mejoran luego del post procesado, incluyendo la resistencia flexural, la dureza superficial y por ende el grado de conversión de monómero a polímero. Incluso el color de la resina sufre una variación favorable, por lo que se le debe dedicar el tiempo necesario a esta etapa para obtener óptimos resultados (Kim & cols., 2020). Adicionalmente, la propiedad de la resistencia a la tracción también se ve indirectamente afectada por el post procesado, debido al grado de conversión de monómero a polímero. Si el grado de conversión de monómero a polímero es mayor, las cadenas poliméricas son más largas en longitud, aumentando la resistencia a la tracción junto con las otras propiedades mecánicas. Se sugiere fuertemente fotopolimerizar los materiales para alcanzar de mejor manera las propiedades mecánicas deseadas. (Beros, 2006)

1.6 Resinas impresas y fuerzas intraorales

Como estos materiales estarán sometidos a fuerzas masticatorias dentro de la boca, requieren propiedades mecánicas específicas que les permiten resistir a las fuerzas funcionales y condiciones del entorno oral. La fuerza de mordida es un indicador del estado funcional del aparato estomatognático y se ha reportado que

la fuerza habitual en adultos jóvenes masculinos es de 727 N (74.15 Kg.) en promedio, y en mujeres es de 370 N (37.74 Kg.) (Alfaro & cols. 2012). Más aún, en la población chilena se han registrado para hombres y mujeres valores de 698 N y 466 N respectivamente en las zonas molares, disminuyendo progresivamente hacia la línea media (Curiqueo & cols, 2015). Es necesario que, para mantener la función masticatoria, las restauraciones sean capaces de resistir estas fuerzas, que pueden ser de compresión, tracción o flexión. La compresión ocurre cuando un cuerpo es sometido a fuerzas que actúan en el mismo sentido del eje de carga y tienden a acortar este cuerpo, haciendo que sus extremos se aproximen. La tracción ocurre cuando un cuerpo es sometido a fuerzas que actúan en sentidos distintos del mismo eje de carga, y tienden a alargar este cuerpo, alejando sus extremos (Ver figura 1).

Figura 1: Compresión y Tracción

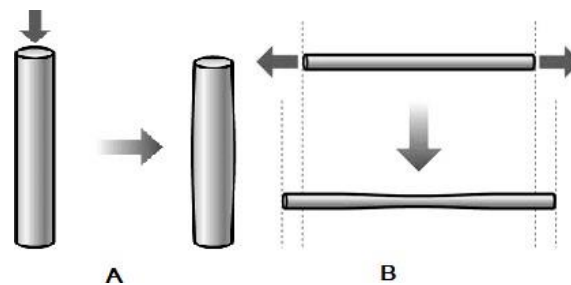


Figura 1: Esquemas de compresión y tracción (Capote, 2011). La imagen A muestra un material sometido a compresión, donde su longitud disminuye. Imagen B muestra un material sometido a tracción, donde su longitud aumenta.

Por último, la flexión ocurre cuando un cuerpo es sometido a cargas en el eje transversal, perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo (Capote, 2011), como se aprecia en la figura 2. Cuando las cargas son aplicadas, el cuerpo se arquea y la deformación resultante se traduce en la disminución de la dimensión longitudinal (compresión) de la superficie sobre la cual actúa la fuerza, mientras que en la

superficie opuesta ocurre un alargamiento de la dimensión longitudinal (tracción).
(Shames y Pitarresi, 1999)

Figura 2: Flexión

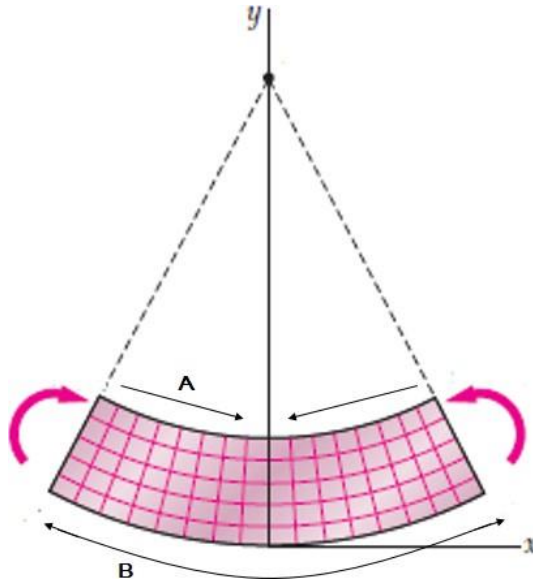


Figura 2: Esquema de Flexión: (Beer, 2010) "A" representa la superficie que se somete a compresión, mientras que "B" representa la superficie que se somete a tracción.

1.7 Flexión mandibular

Si bien en la cavidad oral se presentan fuerzas de muchos componentes y direcciones sobre los dientes, lo cierto es que la mayoría se pueden descomponer en esfuerzos de tracción y compresión. Durante la función de la mandíbula existe flexión sagital y flexión horizontal o transversal que actúan sobre el hueso mandibular (Morales, 2018). (Ver figura 3).

Figura 3: Flexión horizontal y transversal sobre la mandíbula.

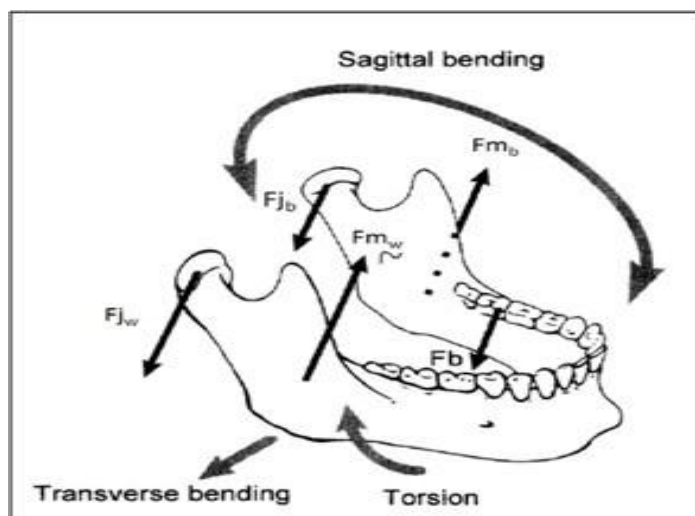


Figura 3: Fuerzas y movimientos a los que es sometida la mandíbula durante la masticación molar unilateral. F_b es la fuerza masticatoria, F_{mb} y F_{mw} son las fuerzas musculares, F_{jb} y F_{jw} son las fuerzas articulares que ocurren tanto en el lado de trabajo como el de balance. La deformación que sufre el cuerpo de la mandíbula se describe como una combinación de flexión sagital, flexión transversal y torsión. (Morales, 2018)

Existen variados estudios sobre la flexión mandibular en la literatura, pero lo cierto es que no todos dejan en evidencia su relevancia clínica. La mandíbula tiene la propiedad de flectarse hacia adentro, con la sínfisis mandibular actuando como fulcro. Esto conlleva un cambio de forma y disminución del ancho del arco mandibular durante las funciones de apertura y protrusión. La deformación que sufre la mandíbula puede variar desde unos pocos micrómetros hasta más de 1 milímetro. La flexión mandibular ocurre producto de 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., 2016). Esto está representado en las figuras 4 y 5.

Figura 4: Flexión medial sobre la mandíbula

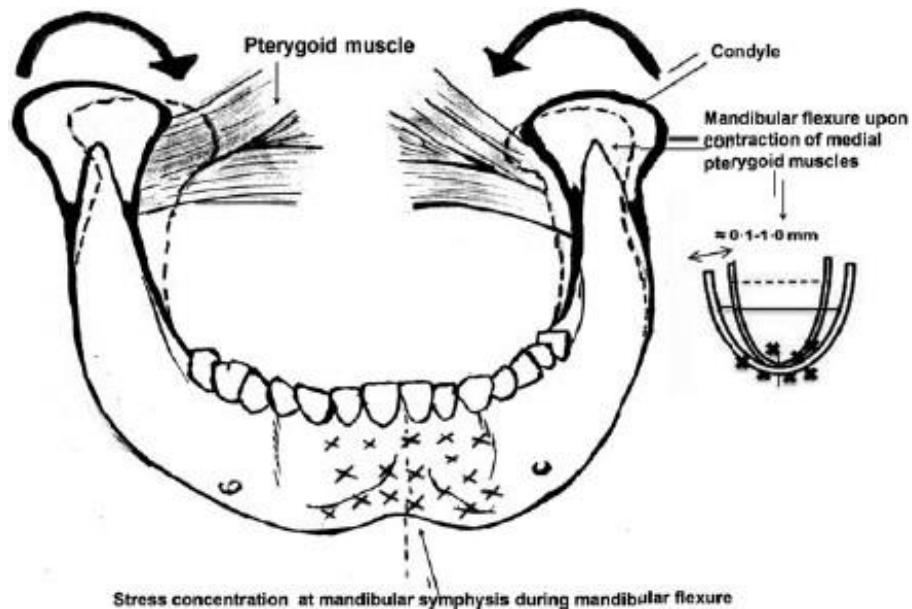


Figura 4: Esquema que ejemplifica el actuar de los músculos pterigoideos laterales sobre los cóndilos, que llevan la mandíbula a flectarse hacia medial, aplicando el estrés en la línea media sinfisaria y acortando el arco mandibular. (Sivaraman & cols., 2016)

Figura 5: Flexión normal y flexión mandibular.

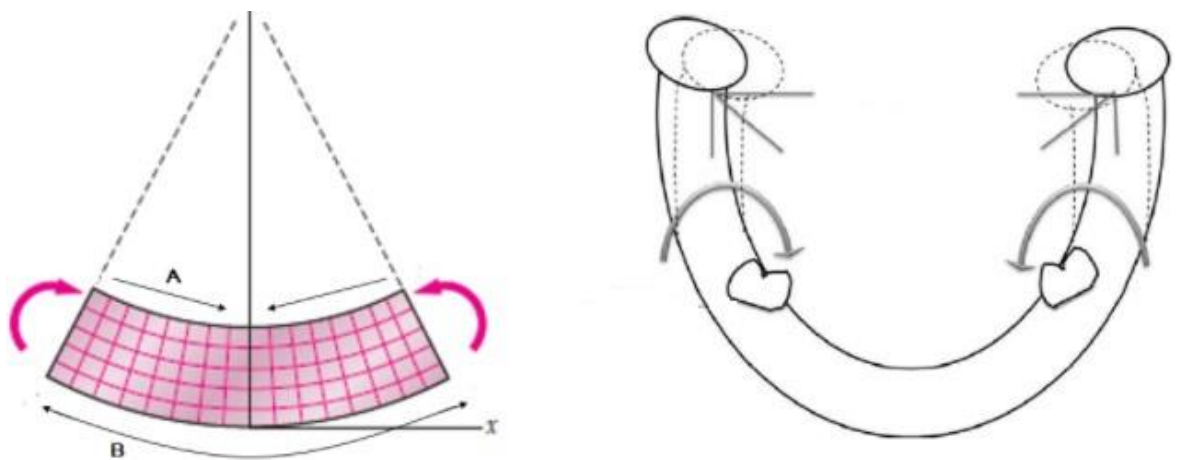


Figura 5: A la izquierda, esquema de flexión normal (Beer, 2010) junto con esquema de flexión mandibular a la derecha (Sivaraman & cols., 2016). En flexión mandibular también existen componentes de tracción y compresión, concentrados en la línea media sinfisaria.

Adicionalmente, también se ha reportado presencia de flexión mandibular durante la función masticatoria y el rechinar dentario. La implicación fisiológica que presenta la flexión mandibular es que afecta la posición relativa de los dientes en la arcada mandibular, por lo que hay movimiento de parte de estos. Esto se traduce en implicancias clínicas en términos protésicos; 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., 2016). Considerando entonces que existe flexión sagital y medial en la mandíbula, y que esta flexión se puede descomponer en fuerzas de tracción y compresión, cualquier resina impresa que se coloque en boca y particularmente en mandíbula deberá de ser capaz de tener la resistencia suficiente para aguantar estas fuerzas, más aún si se utilizan para restauraciones que crucen la línea media mandibular.

Sin embargo, se ha establecido que las resinas tradicionales para restauraciones temporales tienen entre la mitad y una décima parte de la resistencia de las resinas para restauraciones definitivas, por lo que son muy susceptibles a fallar (Thompson & Luo, 2014). Por lo tanto, es importante entender sus propiedades mecánicas para predecir el comportamiento del material en boca, y planificar adecuadamente el tratamiento.

1.8 Propiedades mecánicas de las resinas

El módulo elástico o módulo de Young de un material corresponde a una expresión numérica que indica la capacidad de deformación elástica de este mismo, y se define por la relación entre el esfuerzo aplicado en el área de un objeto y la deformación que este sufre. Esto nos permite estudiar el comportamiento de un material que sea sometido a una carga por medio de la confección de un diagrama de esfuerzo-deformación (Ver gráfico 1). Sin embargo, ¿Cómo se definen los conceptos de esfuerzo y deformación? Según la literatura (Beer, 2010) el esfuerzo

se define como la intensidad de las fuerzas distribuidas a través de una sección dada de un objeto, o a modo de resumen; la fuerza aplicada por unidad de área. Se representa siempre con la letra griega sigma (σ) y se puede calcular con la siguiente fórmula:

Ecuación 1: Esfuerzo

$$(\sigma) = P/A$$

Donde “P” corresponde a la carga aplicada sobre un objeto, y “A” su área transversal. Esto también se representa visualmente en la siguiente figura: (Ver figura 6)

Figura 6: Esquema de esfuerzo

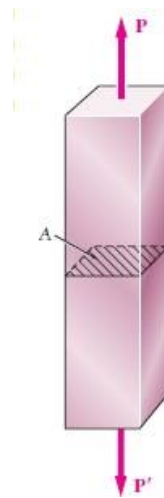


Figura 6: Esquema de esfuerzo (Beer, 2010), donde P es una carga axial (de tracción en este caso) aplicada a un objeto, y A es su sección transversal.

Normalmente, como P es una fuerza, su unidad de medida es en Newton, mientras que la unidad de A es en m^2 . Por lo tanto, el esfuerzo (σ) se expresa en N/m^2 , lo que es equivalente a la unidad de medida denominada *pascal* (Pa). Como en la práctica la unidad de pascal es muy pequeña, se suelen usar múltiplos de esta unidad, como kilopascales (KPa) o Megapascales (MPa). Es importante recalcar que 1 MPa equivale a 10^6 Pascales. Por otra parte, la deformación es un

cambio de tamaño o forma de un objeto, y es un tipo de respuesta ante las cargas que se aplican sobre éste, es decir, el esfuerzo que recibe (Beer, 2010). Otras respuestas pueden ser concentración de estrés, fractura o movimiento por parte del objeto en cuestión. Al ahondar en el concepto de deformación, vemos que la estructura del material se ve modificada y cambia producto del esfuerzo, y puede deformarse de manera elástica o de manera plástica/permanente según su comportamiento que se ve reflejado en el gráfico de esfuerzo deformación.

Es sabido que un material se comporta de manera “elástica”, es decir, que puede recuperar su forma original, hasta que alcanza su límite de deformación elástica y esto se ve reflejado en la pendiente constante de elasticidad en el gráfico. Pasado este límite, presentará un comportamiento de deformación plástica o permanente, por ende, no recuperará su forma original. Si la carga sigue aumentando, y se supera el punto de esfuerzo último, el material continuará con una constricción hasta llegar al punto de falla donde se fracturará irremediabilmente (Popov & Balan, 2000).

Gráfico 1: Esfuerzo / deformación.

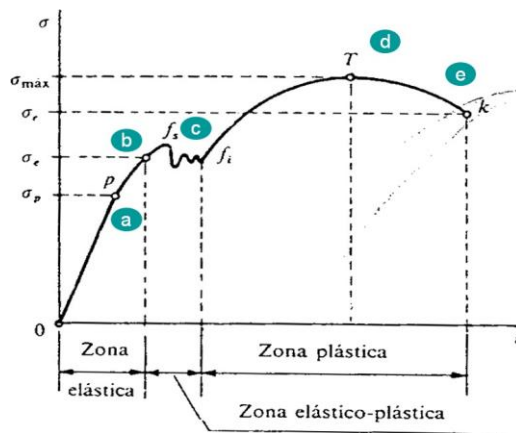


Gráfico 1: Gráfico de esfuerzo/deformación. (Donaire, 2016), eje "Y" esfuerzo, eje "X" deformación. "a" límite de proporcionalidad, "b" límite elástico, "c" límite de fluencia, "d" Tensión o resistencia máxima y "e" resistencia mecánica.

En el gráfico 2 se observa un ejemplo del comportamiento del esfuerzo/deformación de un material de restauración provisional (PMMA), a distintas temperaturas. Se puede observar que a más altas temperaturas la curva es más baja; puede deformarse mucho más, pero el esfuerzo que resiste es menor. A temperaturas más altas tiene un comportamiento plástico, y al descender la temperatura el material se vuelve rígido y frágil, representado en sus curvas pronunciadas y casi nula variación en su pendiente. Los materiales frágiles se caracterizan por fracturarse sin un cambio dimensional notable en su estructura; la zona plástica de su gráfico esfuerzo/deformación es muy pequeña y no hay diferencia entre su resistencia máxima y resistencia mecánica. Esto se traduce en una deformación plástica de material muy pequeña, y la fractura ocurre a lo largo de una superficie perpendicular a la carga aplicada sobre el material. (Beer, 2010) Como la zona plástica del gráfico es muy pequeña, el límite elástico y límite de fluencia no son claros para estos materiales. Por esta razón se acepta una deformación del 0,2% para definir el límite elástico en estos casos, tomando el nombre de límite elástico convencional (Riba Romeva, 2008)

Gráfico 2: Esfuerzo / deformación de PMMA

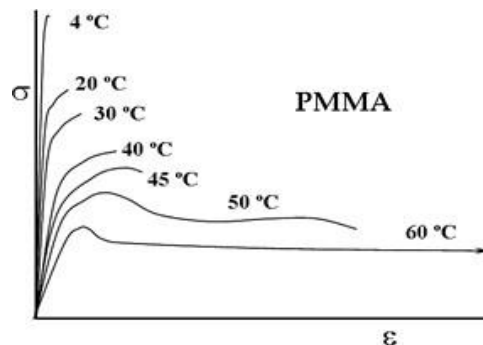


Gráfico 2: Esfuerzo/deformación de PMMA. (Pozuelo, 2018) Comportamiento del material a distintas temperaturas.

1.9 Resistencia a la tracción

Una de las propiedades del material que se desprende del gráfico de esfuerzo/deformación, es la resistencia a la tracción (R_m). Este corresponde al esfuerzo de tracción máximo al cual se puede someter un material. Si se supera la resistencia a la tracción se produce la rotura del material; la absorción de fuerzas disminuye hasta que el material se rompe (Rodríguez, 2021). Se representa en el gráfico 3, de la siguiente manera:

Gráfico 3: Esfuerzo / deformación de resistencia a la tracción.

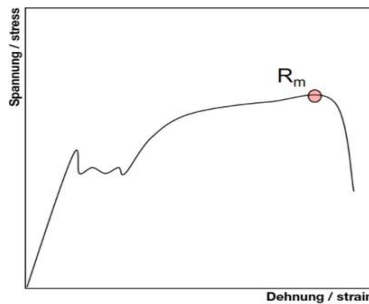


Gráfico 3 esfuerzo/deformación de resistencia a la tracción (Rodríguez, 2021). El punto R_m corresponde a la resistencia a la tracción.

Más aún en un análisis compuesto de flexión, hay zonas que estarán sometidas a tracción, compresión y a corte. Quizás no todo el componente u objeto esté sometido a tracción, pero necesariamente habrá zonas, capas o fibras de material que sí lo estarán como se muestra en la figura 2, por lo que conocer la resistencia a la tracción nos permitirá caracterizar el material.

Clínicamente, la propiedad de resistencia a la tracción es importante porque un material restaurador, con alta resistencia a la tracción, es capaz de resistir las fuerzas masticatorias en boca, evitando la fractura (Della Bona & cols., 2008). La fractura de un provisorio en boca puede causar incomodidad al paciente, costos

adicionales y otra serie de complicaciones en el tratamiento como biológicas, mecánicas, estéticas y funcionales.

Si el material en cuestión es homogéneo desde el punto de vista mecánico, entendiéndose por las mismas propiedades físicas y mecánicas en todo su volumen (Bello, 2012), la resistencia a la tracción puede ser igual a la resistencia flexural, definida como el estrés máximo bajo flexión antes de fallar. Sin embargo, por lo general en un mismo material la resistencia flexural suele ser más alta. Si un material es homogéneo, pero presenta muchos defectos en la superficie, puede que la resistencia a la tracción resulte ser mayor a la flexural al momento de compararlas (Rodríguez, 2021).

La resistencia a la tracción se calcula a partir de la fuerza máxima (F_m) de tracción alcanzada en Newtons y del área de sección inicial (A_0) de la probeta del material en mm^2 .

La fórmula de resistencia a la tracción es:

Ecuación 2: Resistencia a la tracción

$$R_m = F_m/A_0$$

R_m se expresa numéricamente en MPa (megapascales o en N/mm^2) (Rodríguez, 2021).

Cabe destacar que la resistencia a la tracción del PMMA, resina acrílica usada para coronas provisionales, es de 30 - 50 MPa (Resycam, 2020). Ejemplos de valores de otros materiales para realizar restauraciones directas se encuentran a continuación en la tabla 1.

Tabla 1: Resistencia a la tracción de materiales de uso odontológico.

Material (Marca)	Resistencia a la tracción: MPa
Resinas de microrrelleno (Silux Plus 3M) ^a	41,2 - 43, 2
Resinas híbridas (AP.H) ^a	65,9
Resinas posteriores (Herculite Kerr) ^a	68,4 - 70, 8
Filtek Z350 3M ^b	54 - 56
Charisma Kulzer ^b	50

Tabla 1: Resistencia a la tracción de materiales odontológicos. Valores promedios obtenidos de varias pruebas para el mismo material y marca. ^a datos de Cullen & cols., 1993. ^b datos de Alzraikat & cols., 2018)

1.10 Tipo de fractura de un material sometido a fuerzas de tracción.

Respecto al tipo de fractura del material, puede ser frágil o dúctil, dependiendo de la zona de deformación plástica que existe en el diagrama esfuerzo/deformación (Gráfico 1). Dentro de las propiedades de la materia, la ductilidad representa la capacidad de un material para deformarse plásticamente sin romperse, elongarse y formar hilos. En términos porcentuales, se define un material como dúctil tras sufrir un alargamiento de su longitud inicial de más de un 5%, luego de fracturarse. (Marin Garcia, 2008). El porcentaje de alargamiento o deformación se puede calcular con la siguiente fórmula:

Ecuación 3: Porcentaje de alargamiento/deformación.

$$AL (\%) = \frac{L - L_0}{L_0} * 100$$

Ecuación 3: Cálculo de porcentaje de elongación, equivalente a la longitud del material luego de la fractura, menos la longitud inicial, dividido por la longitud inicial, multiplicado por 100.

Si el material en cuestión se somete a la acción de fuerzas continuas en extremos opuestos y de sentido contrario (tracción), se puede modificar formando hilos, pero el material no se romperá de manera inmediata como lo haría un material frágil. Por otra parte, también está la propiedad de maleabilidad, que es la capacidad de un material para ser laminado sin romperse, formando láminas delgadas por medio de fuerzas compresivas que actúan en el mismo sentido del eje de carga y tienden a acortar el objeto. De gran interés es la fractura dúctil, ya que presenta los siguientes signos: formación de cuello de botella en el área fracturada, deformación plástica permanente, elongación del material y reducción del área transversal (Villela, 2004), como se aprecia en la figura 7. La fractura frágil por otro lado no presenta elongación del material notable, la ruptura es perpendicular al eje de carga (Beer, 2010) (Ver figura 8) y el porcentaje de elongación del material tras su ruptura es menor al 5% (Riba Romeva, 2008).

Figura 7: Diagrama de fractura dúctil

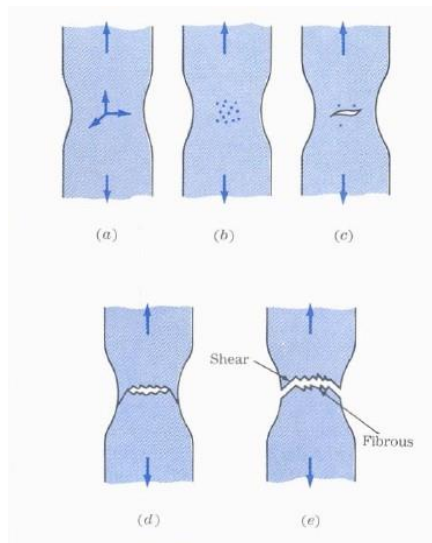


Figura 7: Diagrama de fractura dúctil (Villela, 2004) Formación de cuello de botella y concentración de esfuerzos en la parte central de la probeta (a y b). Los esfuerzos provocan que el material comience a fracturarse y al mismo tiempo la fractura empieza a propagarse (c). La fractura llega a la superficie y aparece de forma total provocando la falla de la probeta, quedando extremos fibrosos y cortantes (d y e).

Figura 8: Ejemplo de fractura frágil



Figura 8: Probeta fracturada después de un ensayo de material frágil (Beer, 2010)

Las resinas pueden sufrir fracturas dúctiles o frágiles dependiendo de su composición y la presencia de agua. Las resinas en base a monometacrilato sufren fracturas dúctiles, debido a que con el tiempo absorben más agua, lo cual las plastifica y disminuye sus propiedades mecánicas con el tiempo. Por otra parte, las resinas en base a dimetacrilatos sufren fracturas frágiles, pues absorben menos agua por tener una estructura central más rígida (Astudillo & cols., 2018). Debido a este comportamiento más frágil, se justifica medir la resistencia a la tracción (Penn & cols. 1987), por ende, el tipo de fractura tiene significancia clínica dado que, si se expone la resina al agua, se fractura de manera dúctil.

1.11 Ensayo de tracción

La resistencia a la tracción se mide mediante un ensayo de tracción. La norma ISO 527-1 determina los requerimientos para medirla en caso de polímeros y plásticos, por lo que muchas fuentes de la literatura se basan en ella. El ensayo consiste en someter una probeta a una fuerza axial de tracción creciente, a una velocidad determinada (mm/minuto), la cual elongará el material hasta su fractura. La prueba se realiza en una máquina de testeo universal, siguiendo condiciones establecidas, para luego crear un gráfico de esfuerzo/deformación con el fin de interpretar los resultados. Mediante este ensayo se midió la resistencia a la tracción de las resinas impresas tridimensionalmente por método LCD para confección de restauraciones provisionarias, como los son las resinas Raydent C&B, HARZ Lab A3 sand y Nextdent C&B MFH, evaluando si existe diferencia comparativa entre sus valores de resistencia a la tracción y optar a ser materiales de primera elección en el futuro próximo, como una opción válida distinta al tradicional PMMA.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 HIPÓTESIS.

Existe diferencia comparativa de resistencia a la tracción entre las resinas imprimibles biocompatibles Nexdent C&B MFH, Raydent C&B y Harz Labs Dental Sand A3, impresas a través del método de impresión tridimensional “Liquid Crystal Display” (LCD), siguiendo las especificaciones de la norma ISO 527-1.

2.2 OBJETIVOS:

OBJETIVO GENERAL.

Comparar la resistencia a la tracción de 3 resinas imprimibles biocompatibles Nexdent C&B MFH, Raydent C&B y Harz Labs Dental Sand A3, siguiendo las especificaciones de la Norma ISO 527-1.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar la resistencia a la tracción de la resina Raydent C&B, HARZ Labs Dental Sand A3 y Nexdent C&B MFH.
- Comparar la resistencia a la tracción entre las tres resinas Raydent C&B, HARZ Labs Dental Sand A3 y Nexdent C&B MFH.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 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 especificaciones de la norma ISO 527-1, que determina los requerimientos del ensayo de tracción para plásticos y polímeros en general, la forma para la obtención de la muestra y el tipo de prueba mecánica a la cual será sometido el material.

3.2 Forma de recolección de los datos

Muestra

Se utilizó la siguiente fórmula para estimar el tamaño muestral. En este caso el tamaño de la población era desconocido.

Ecuación 4: Cálculo de tamaño muestral

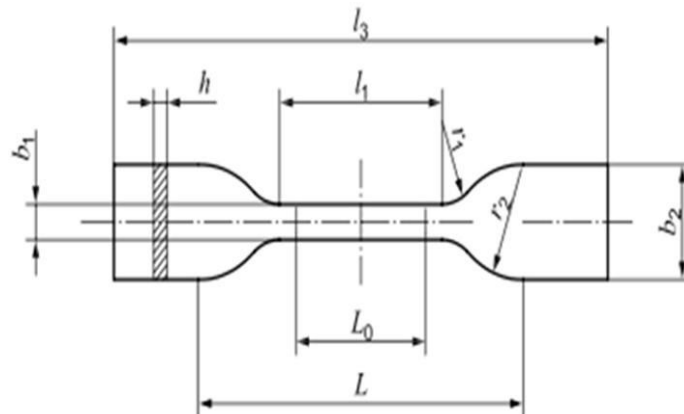
$$n = \frac{Z^2 * \delta^2}{\epsilon^2}$$

Donde “n” corresponde al número de la muestra, “Z” el nivel de confianza (95%), “δ” la desviación estándar (7,8 MPa) y “ε” el error máximo (4 MPa). El valor de 7,8 MPa para la desviación estándar corresponde al máximo encontrado en la literatura para el testeo de resinas de uso clínico (Della Bonna, 2008). El tamaño de la muestra corresponde a 15 barras en base al cálculo de la fórmula expuesta. A través del software G*Power se determinó un poder estadístico de 0.8.

A través del software de diseño digital 3DEXPERIENCE de la compañía Dassault,

se diseñó digitalmente una probeta de 110 mm de largo, 3,45 mm de alto y 10 mm de ancho en los extremos, adaptando especificaciones a otras pruebas desarrolladas en la literatura que utilizaron la norma ISO (Figura 9).

Figura 9: Geometría y dimensiones de las probetas.



Nombre	Descripción	Valor (mm)
l_3	Longitud total de la probeta	≥ 35
b_2	Ancho al final	$6 \pm 0,5$
l_1	Largo de la porción más angosta de la probeta	$12 \pm 0,5$
b_1	Ancho en la porción más angosta	$2 \pm 0,1$
r_1	Radio pequeño	$3 \pm 0,1$
r_2	Radio grande	$3 \pm 0,1$
L	Distancia inicial entre los puntos de fijación	20 ± 2
L_0	Largo de la probeta en su sección que será puesta a prueba	$10 \pm 0,2$
h	Grosor	$1 \pm 0,1$

Figura 9: Geometría y dimensiones de las probetas usadas por Tamburrino & cols., 2020.

El archivo diseñado en el software 3DEXPERIENCE, se guardó en formato .STL y se exportó al software Chitubox (Slicer) para preparar la impresión 3D en resina imprimible (Figura 10). La manufactura de las muestras se realizó mediante la impresora 3D Anycubic Photon, que utiliza el método LCD, con las resinas: Nexdent C&B MFH, Raydent C&B y Harz Labs Dental Sand A3 (resinas imprimibles biocompatibles), las cuales se encuentran disponibles en el mercado. Se imprimieron en total 15 probetas de resina, 5 para la marca Nextdent, 5 para la marca Raydent y 5 para la marca Harz Labs.

Figura 10: Probeta de Resina digital e impresa.

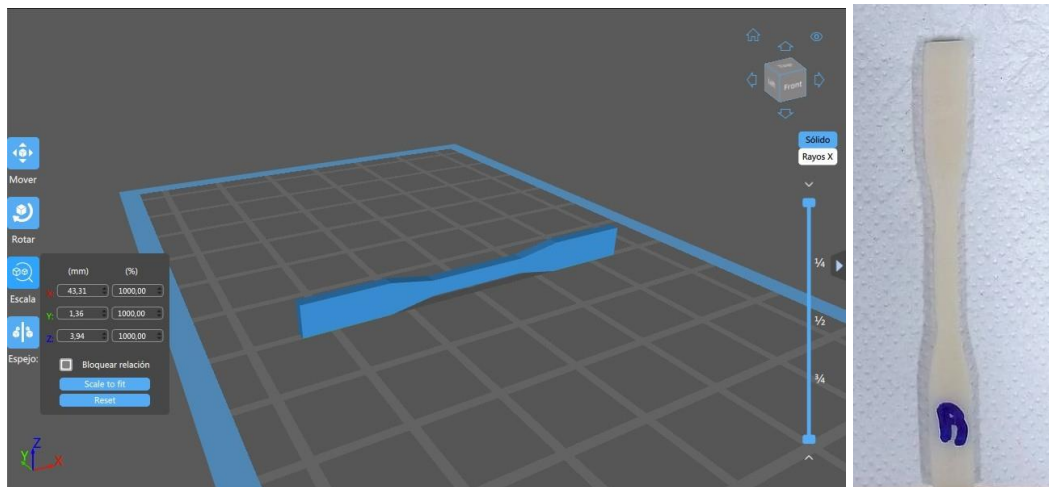


Figura 10: **Izquierda:** Visualización de probeta de resina digital en programa Chitubox. **Derecha:** Probeta de resina impresa por medio de impresora 3D en el laboratorio. La letra R corresponde a la marca de la resina; Raydent.

Las muestras fueron impresas con una orientación de 0 grados respecto a la plataforma de impresión, para así obtener la menor cantidad de soportes y con un grosor de capa de 100 μm (Figura 10).

Una vez obtenidas las muestras impresas (Figura 11), se procedió a retirar las barras de soporte, y excesos con papel abrasivo grado 320 cuidando de no tocar ninguna otra superficie. Luego se continuó con el postprocesado de acuerdo con las indicaciones de cada fabricante. (Ver anexo 1)

Figura 11: Probetas de resina impresas con estructuras de soporte.

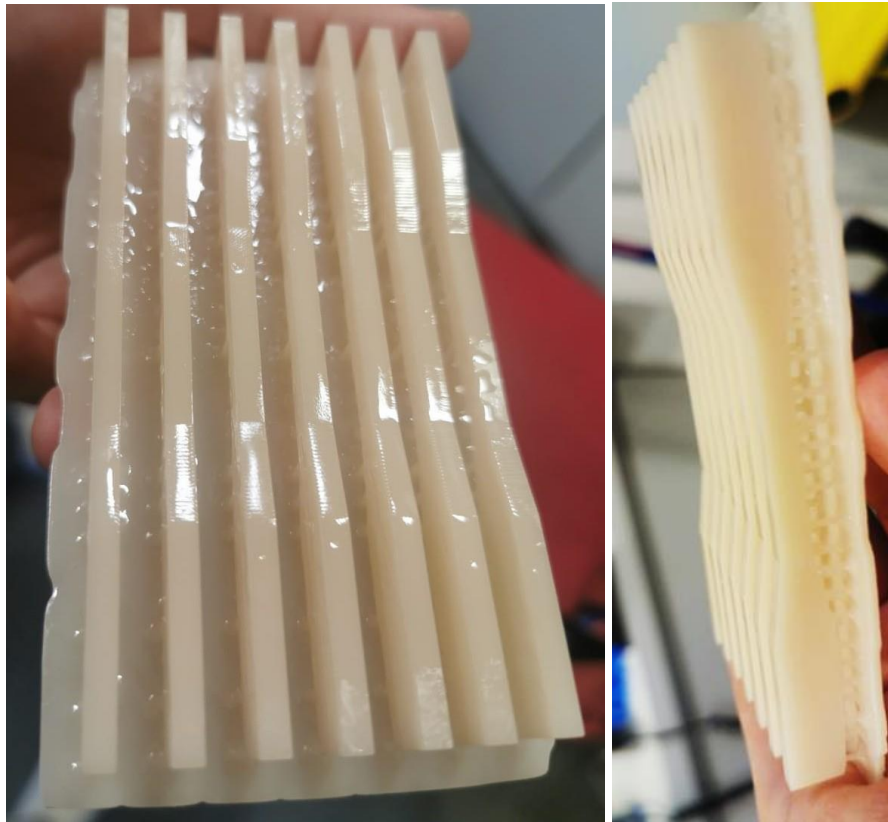


Figura 11: Probetas de resina impresas por medio de tecnología 3D en el laboratorio. La foto corresponde a la etapa previa al post procesado, donde todavía no se han removido las estructuras de soporte ni la base, los cuales están hechos de la misma resina en este caso.

Se almacenó cada barra en una solución acuosa grado II (ISO 3696) a temperatura ambiente durante 24 horas hasta el momento de las pruebas mecánicas (Figura 12).

Figura 12: Probetas de resina almacenadas en solución acuosa.



Figura 12: Las probetas impresas, luego de pasar por la etapa de post procesado, fueron almacenadas en este contenedor con solución acuosa grado II por 24 horas. Fueron agrupadas según su marca correspondiente y llevadas hasta el laboratorio de mecánica de la facultad de ingeniería de la Universidad Católica.

3.3 Testeo de Muestras

Una vez terminadas las 24 horas y siguiendo las especificaciones de la norma ISO 527-1, se procedió a medir la resistencia a la tracción de las 15 barras (5 por cada material) mediante el ensayo de tracción con una máquina de prensa de ensayo universal de marca Zwick/Roell, modelo Z100 (Figura 13), calibrada a una velocidad transversal constante de testeo de 5 mm/min según lo recomendado por el programa de la máquina para tracción de polímeros. La máquina puede realizar pruebas de tracción, compresión y flexión con una carga máxima de hasta 100 kN.

Figura 13: Prensa de ensayo universal Zwick/Roell Z100



Figura 13: Máquina de testeo universal facilitada por la Facultad de Ingeniería de la Universidad Católica. La marca Zwick/Roell, de origen alemán y de renombre internacional, cuenta con diversas máquinas para distintos tipos de pruebas. La denominación Z100 de este modelo en particular viene de la capacidad máxima de la máquina, que son 100 kN.

Antes de comenzar la prueba de tracción, fue necesario ingresar al software de la máquina el ancho y alto de cada probeta individual, por lo que estos valores fueron medidos con un pie de metro digital para luego ser ingresados al programa (Figura 14).

Figura 14: Pie de metro digital junto a una probeta.

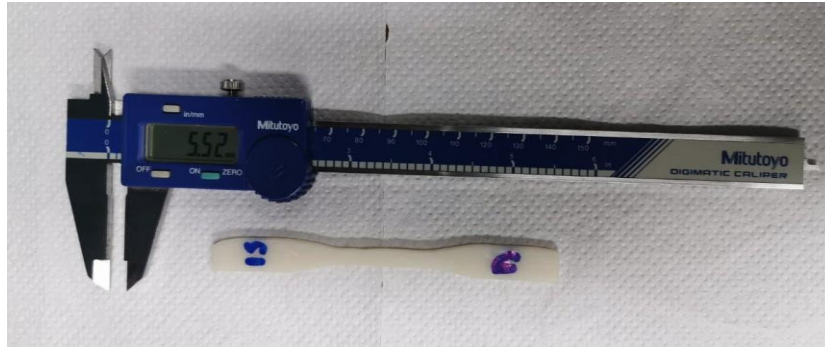


Figura 14: Pie de metro digital de 150 mm o 6 pulgadas de la marca Mitutoyo. Cuenta con pantalla LCD y su margen de error es de +/- 0,02mm.

Para facilitar la identificación de la marca de cada probeta, estas fueron rotuladas según la marca del fabricante (Figura 15), teniendo 5 probetas de la marca Next Dent rotuladas con una “N”, 5 probetas de la marca Harz Labs rotuladas con una “H” y 5 probetas de la marca Raydent rotuladas con una “R”.

Figura 15: Probetas rotuladas



Figura 15: Probetas impresas rotuladas según su marca correspondiente. Nótese que la forma de las probetas es ligeramente distinta entre ellas. Si bien todas las probetas fueron impresas con las mismas medidas, fue en la etapa de post procesado donde se removieron las estructuras de soporte a mano y se suavizaron los bordes con lija, lo que se tradujo en pequeñas variaciones entre las probetas. Esto también se ve reflejado en la tabla 2.

Adicionalmente, también 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, Nexdent y luego las Raydent.

Las medidas de ancho y alto de las probetas fueron las siguientes. (Tabla 2)

Tabla 2: Alto y ancho de las probetas en milímetros

Resina/Numero de probeta	Alto (mm)	Ancho (mm)
H1	4,04	5,50
H2	3,92	5,28
H3	3,83	5,50
H4	3,72	5,28
H5	3,89	5,30
N6	3,57	4,90
N7	3,65	5,07
N8	3,46	4,92
N9	3,60	4,99
N10	3,61	5,02
R11	4,02	5,17
R12	4,12	5,02
R13	4,07	5,39
R14	3,91	5,26
R15	4,16	5,39

Tabla 2: Ancho y alto de las probetas en milímetros, medidas con el pie de metro digital. Las probetas fueron medidas en su parte central más angosta. Nótese que las variaciones de las medidas en milímetros son producto del postprocesado de las probetas.

Luego, las probetas se colocaron una a la vez entre los puntos de fijación, tratando de alinear el eje longitudinal de la probeta con el eje de la máquina de prueba. Los puntos de fijación se aseguraron para evitar que el material se deslice. Adicionalmente, se trató de evitar la fractura en los extremos de la probeta causada por los elementos de fijación. (Ver figuras 16 y 17)

Figura 16: Diagrama del Ensayo de Tracción.



Figura 16: Diagrama de ensayo de tracción (Rodríguez, 2021). la figura azul corresponde a la probeta siendo sometida al ensayo, las figuras grises corresponden a los puntos de fijación que van en los extremos de la probeta. Las flechas rojas muestran las fuerzas de tracción que se ejercen sobre la probeta.

Figura 17: Ensayo de tracción en laboratorio.

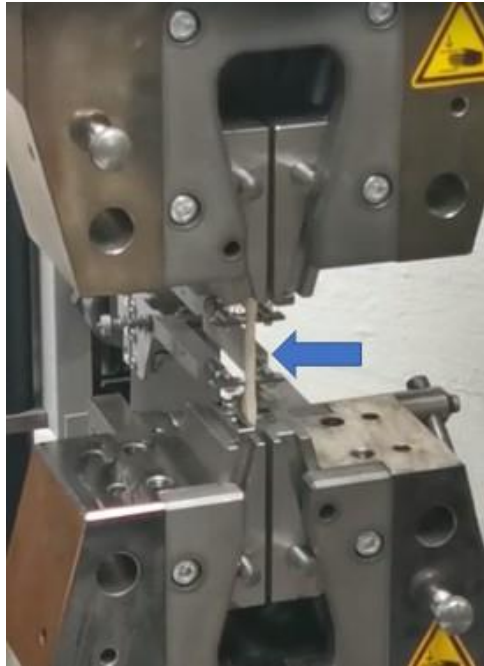


Figura 17: Probeta de resina impresa (blanca) colocada entre los puntos de fijación de la máquina de ensayos.

Se procedió a dar inicio al ensayo de tracción, el cual finalizó con la fractura de las probetas (Figura 18). El gráfico de esfuerzo/deformación fue calculado en tiempo real por el software de la máquina.

Figura 18: Fractura de probeta en ensayo de tracción

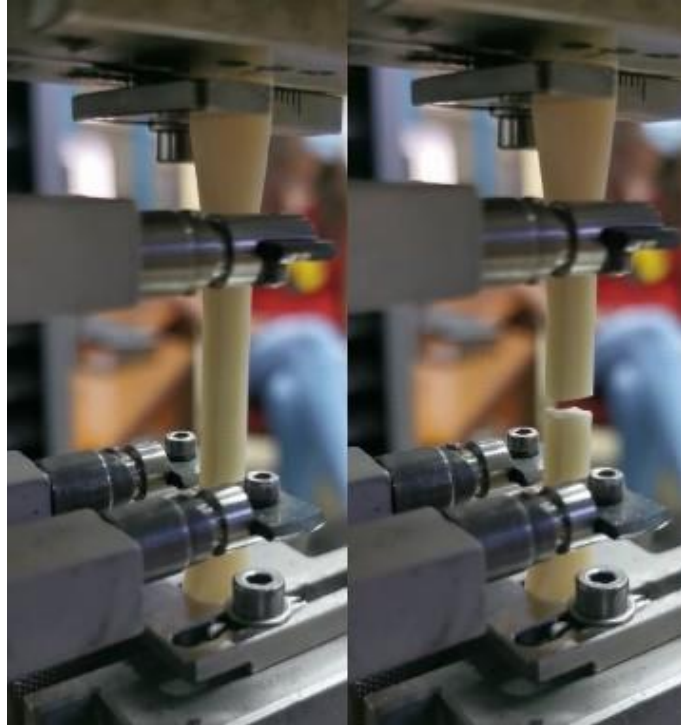


Figura 18: **Izquierda:** Probeta de resina entre los puntos de fijación siendo sometida a ensayo de tracción. **Derecha:** Probeta de resina en el momento de su fractura. En este punto el ensayo de tracción finaliza y los datos son expuestos por el software de la máquina.

Con los datos obtenidos del ensayo, y mediante el gráfico de esfuerzo/deformación resultante, se obtuvo la resistencia a la tracción o R_m entregado por el software de la máquina de ensayos. Este es el valor estudiado por la norma ISO y se calcula en MPa de acuerdo a la ecuación 2 mencionada anteriormente, que corresponde a $R_m = F_m/A_0$.

Donde:

F_m = Fuerza o tensión máxima en Newtons, que será indicado en el eje Y del gráfico.

A_0 = Sección inicial de la probeta en mm^2

3.4 Análisis Estadístico

Con el objetivo de analizar, caracterizar un conjunto de datos y describir su comportamiento, se realizó un análisis estadístico con medidas de tendencia central y de dispersión, con el software Stata 14.2 S/E, en conjunto con el software R studio para el diseño de gráficos Boxplot.

Las variables del estudio fueron de tipo cuantitativas o numéricas (Ver tabla 3) y se ocuparon medidas de posición o tendencia central tales como la media aritmética y medidas de dispersión como rango.

Tabla 3: Operacionalización de variables

Tipo Variable	Definición conceptual	Definición operacional
Resistencia a la tracción: Dependiente	Esfuerzo de tracción máximo al cual se puede someter un material. Si se supera la resistencia a la tracción se produce la rotura del material; la absorción de fuerzas disminuye hasta que el material se rompe.	<p>Determinantes:</p> <ul style="list-style-type: none">-Velocidad constante de la máquina: 5 mm/min.-Fuerza: Newton (N)-Área: mm² <p>Indicadores:</p> <ul style="list-style-type: none">-Megapascales (MPa)-Operacionalización mediante test Shapiro-Wilk, para determinación de distribución normal.-Operacionalización mediante test ANOVA, para diferencia estadística en datos con distribución normal.- Operacionalización mediante test de Bonferroni, para diferencia estadística entre distintos grupos de datos con distribución normal.

4. RESULTADOS

Luego de finalizados los ensayos, se agruparon las probetas según sus respectivas marcas para ver sus patrones de fractura. (Ver figuras 19, 20 y 21)

Figura 19: Fractura de probetas Harz Labs

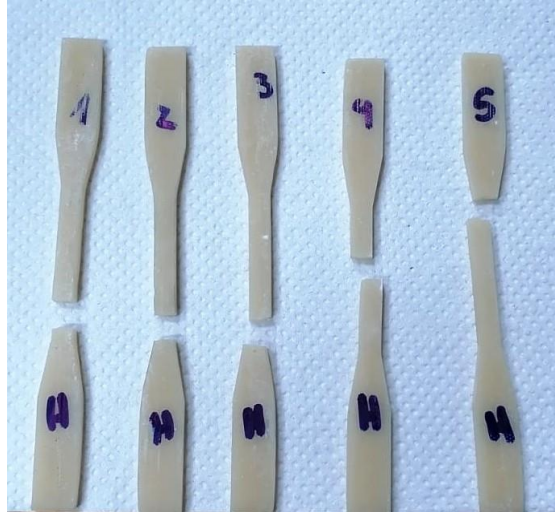


Figura 19: Probetas de resina de marca Harz Labs, rotuladas del 1 al 5 y sus distintos puntos de fractura.

Figura 20: Fractura de probetas Next Dent



Figura 20: Probetas de resina de marca Next Dent, rotuladas del 6 al 10 y sus distintos puntos de fractura.

Figura 21: Fractura de probetas Raydent



Figura 21: Probetas de resina de marca Raydent, rotuladas del 11 al 15 y sus distintos puntos de fractura. Un segmento de la probeta 12 no pudo ser encontrado luego de su fractura.

La información de los ensayos de tracción, que fue calculada en tiempo real por el software de la máquina, fue luego resumida en un archivo excel y enviada por correo para su posterior análisis. En este archivo se encontraba un gráfico de esfuerzo/deformación individual para cada probeta, al igual que la fuerza en newtons aplicada y su deformación respectiva para cada momento dado de la prueba. (Figura 22)

Figura 22: Disposición de datos por software.

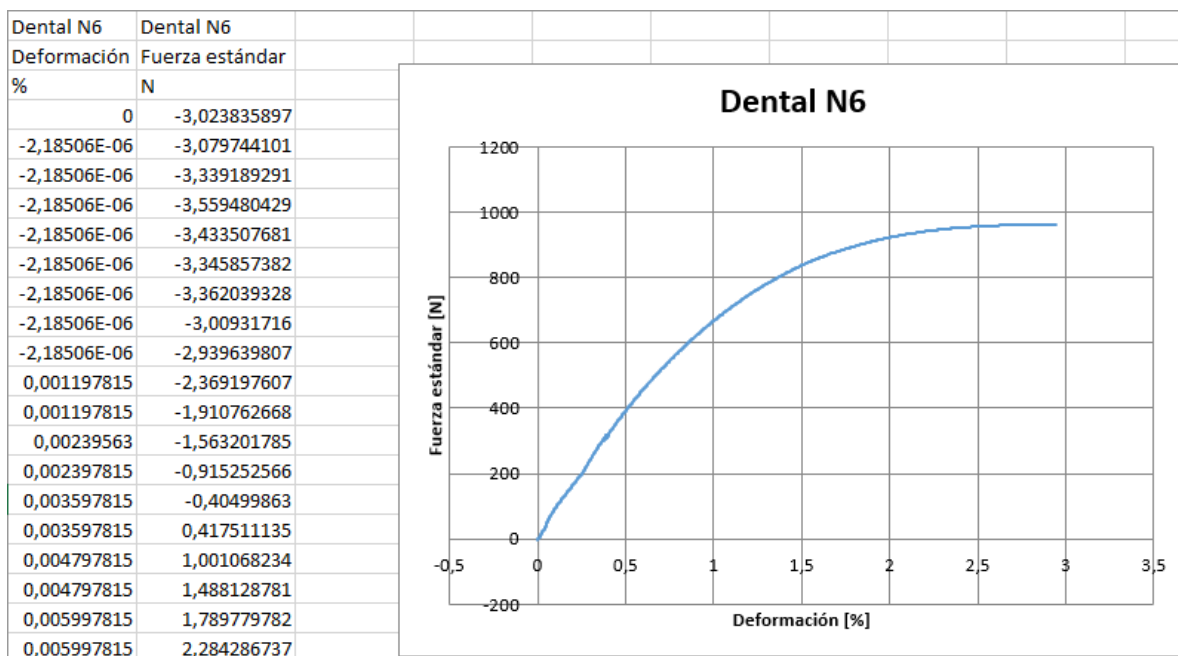


Figura 22: En esta imagen se presentan los datos de la prueba de tracción para la probeta N 6 (Next Dent) se puede apreciar que a la izquierda expone la fuerza estándar aplicada (N) y la deformación respectiva de la probeta (%). Estos datos continúan hasta que se alcanza la fuerza estándar a la cual la probeta se rompe. A la derecha se encuentra el gráfico de esfuerzo/deformación de la probeta N 6, compuesto de todos los valores de las columnas a la izquierda.

Las curvas de los gráficos de esfuerzo/deformación de cada probeta individual se agruparon en 3 gráficos (Gráfico 4, Gráfico 5 y Gráfico 6) según sus respectivas marcas (Harz labs, Next Dent, Raydent) para así facilitar la comparación entre ellas. También se resumió la información más relevante en las tablas 4, 5 y 6, donde se encuentran la deformación máxima en porcentaje, la fuerza estándar máxima en newton, la sección inicial de la probeta en mm^2 y la resistencia a la tracción en megapascales para cada probeta individual según su marca.

Gráfico 4: Gráfico esfuerzo/deformación de probetas de resina Harz Labs
Probetas Harz Labs

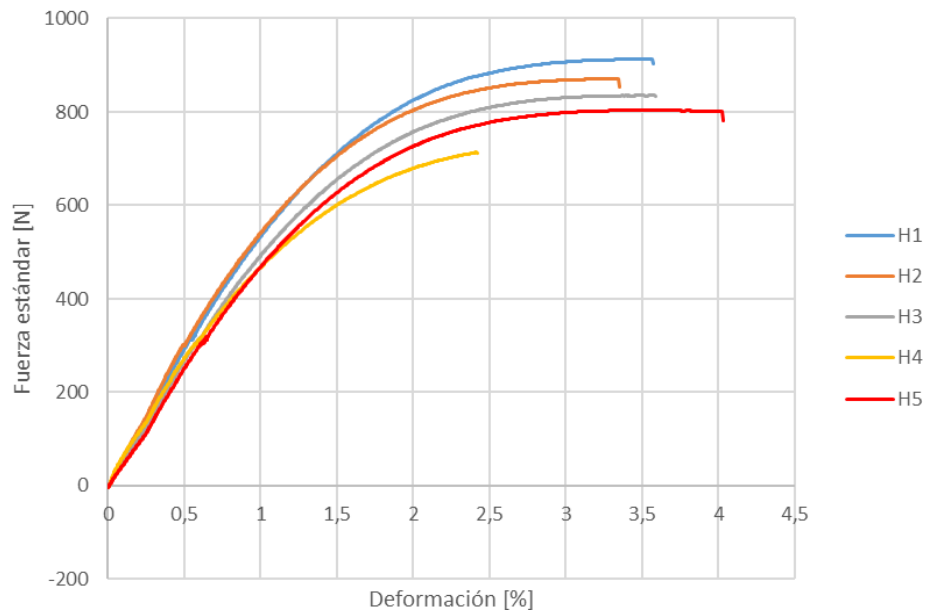


Gráfico 4: Gráfico obtenido del ensayo de tracción de las probetas de la marca Harz Labs. El eje X muestra la deformación en términos de porcentaje (%) mientras que el eje Y muestra la fuerza estándar aplicada sobre la probeta en Newton (N).

Tabla 4: Resultados del ensayo de tracción para probetas de resina Harz Labs

Resina/Número de probeta	Deformación Máxima (%)	Fuerza estándar máxima (N)	Sección inicial de la probeta A_0 (mm ²)	Resistencia a la tracción (MPa)
H1	3,57	912,40	22,22	41,06
H2	3,35	870,40	20,69	42,05
H3	3,58	835,06	21,06	39,64
H4	2,41	713,49	19,64	36,32
H5	4,02	803,75	20,61	38,98

Tabla 4: Tabla que expone la deformación máxima sufrida por cada probeta individual de las resinas Harz Labs, la fuerza estándar máxima soportada, su sección inicial según el ancho y alto iniciales expuestos en la tabla 2, y la resistencia a la tracción calculada a partir de la fuerza estándar y la sección inicial,

Gráfico 5: Gráfico esfuerzo/deformación de probetas de resina Next Dent.

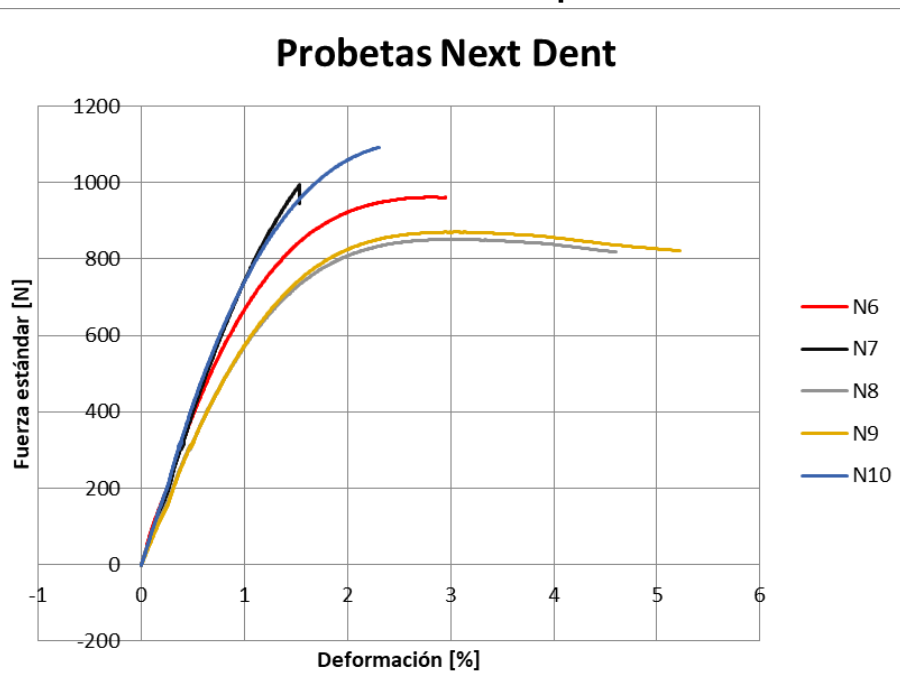


Gráfico 7: Gráfico obtenido del ensayo de tracción de las probetas de la marca Next Dent. El eje X muestra la deformación en términos de porcentaje (%) mientras que el eje Y muestra la fuerza estándar aplicada sobre la probeta en Newton (N)

Tabla 5: Resultados del ensayo de tracción para probetas de resina Next Dent

Resina/Número de probeta	Deformación Máxima (%)	Fuerza estándar máxima (N)	Sección inicial de la probeta A_0 (mm ²)	Resistencia a la tracción (MPa)
N6	2,94	961,82	17,49	54,98
N7	1,53	995,38	18,50	53,78
N8	4,60	851,54	17,02	50,02
N9	5,22	870,79	17,96	48,47
N10	2,30	1092,16	18,12	60,26

Tabla 5: Tabla que expone la deformación máxima sufrida por cada probeta individual de las resinas Next Dent, la fuerza estándar máxima soportada, su sección inicial según el ancho y alto iniciales expuestos en la tabla 2, y la resistencia a la tracción calculada a partir de la fuerza estándar y la sección inicial.

Gráfico 6: Gráfico esfuerzo/deformación de probetas de resina Raydent.

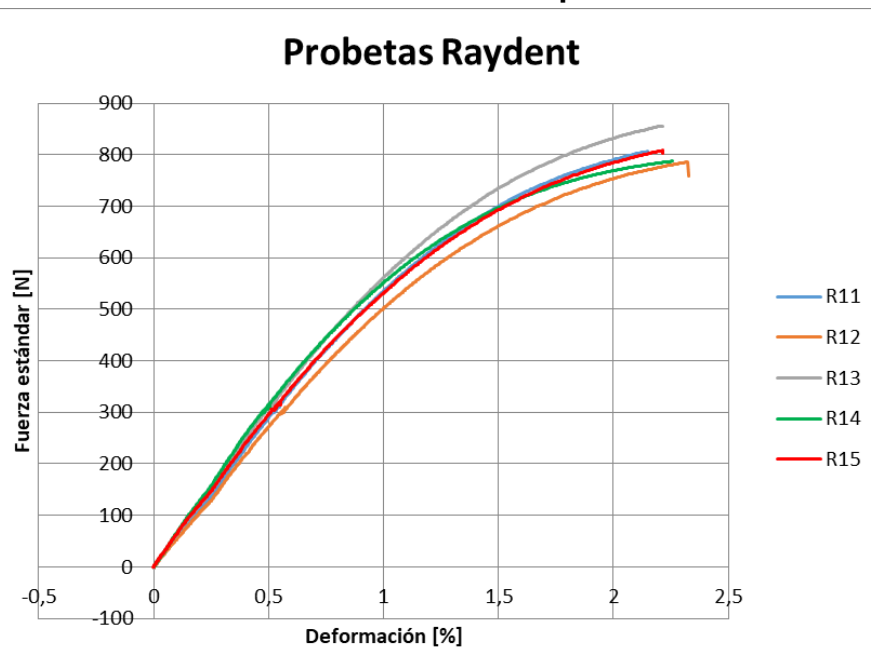


Gráfico 10: Gráfico obtenido del ensayo de tracción de las probetas de la marca Raydent. El eje X muestra la deformación en términos de porcentaje (%) mientras que el eje Y muestra la fuerza estándar aplicada sobre la probeta en Newton (N)

Tabla 6: Resultados del ensayo de tracción para probetas de resina Raydent

Resina/Número de probeta	Deformación Máxima (%)	Fuerza estándar máxima (N)	Sección inicial de la probeta A_0 (mm ²)	Resistencia a la tracción (MPa)
R11	2,15	806,73	20,78	38,81
R12	2,32	785,91	20,68	37,99
R13	2,21	856,19	21,93	39,02
R14	2,25	787,81	20,56	38,30
R15	2,21	808,26	22,42	36,04

Tabla 6: Tabla que expone la deformación máxima sufrida por cada probeta individual de las resinas Raydent, la fuerza estándar máxima soportada, su sección inicial según el ancho y alto iniciales expuestos en la tabla 2, y la resistencia a la tracción calculada a partir de la fuerza estándar y la sección inicial.

Para una comparación más simplificada de la resistencia a la tracción entre las distintas marcas de resina, se agruparon los valores de esta propiedad en el gráfico 7, según los datos de las tablas 4, 5 y 6.

Gráfico 7: Gráfico de resistencia a la tracción de probetas de resinas

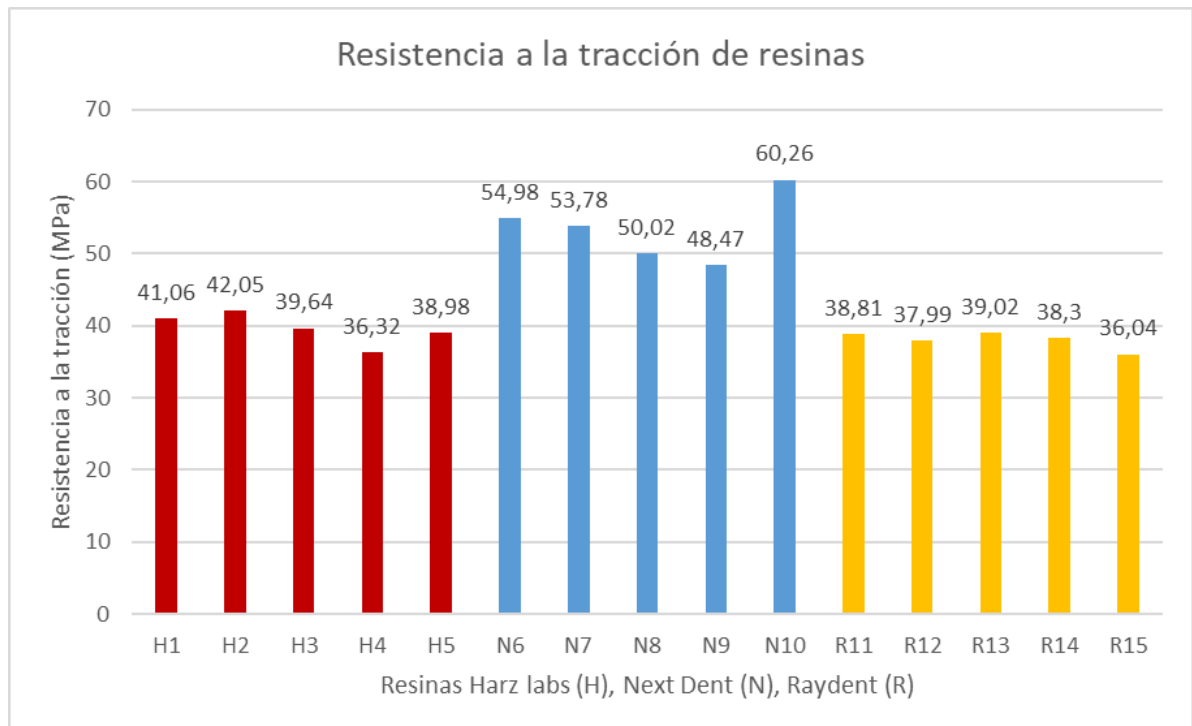


Gráfico 7: Gráfico que agrupa los valores de resistencia a la tracción de todas las probetas para cada marca de resina (Harz labs, Next Dent y 3D materials Raydent.) en base a la información de las tablas 4, 5 y 6

La medida de tendencia central obtenida fue la media aritmética, la cual se calculó para la variable de Resistencia a la tracción.

Este valor para cada resina se agrupó en la tabla 7, junto con la desviación estándar, y se presentó visualmente en el gráfico 8.

Tabla 7: Promedios y desviación estándar de probetas de resina de las distintas marcas.

Marca comercial de la resina	Promedio Resistencia a la tracción (MPa)	Desviación estándar
Harz Labs (H)	39,61	2,19
Next Dent (N)	53,50	4,62
Raydent (R)	38,03	1,18

Tabla 7: Tabla que expone el promedio de resistencia a la tracción para cada marca de resina, en base a las 5 probetas testeadas de cada marca.

Gráfico 8: Promedio de Resistencia a la tracción de resinas

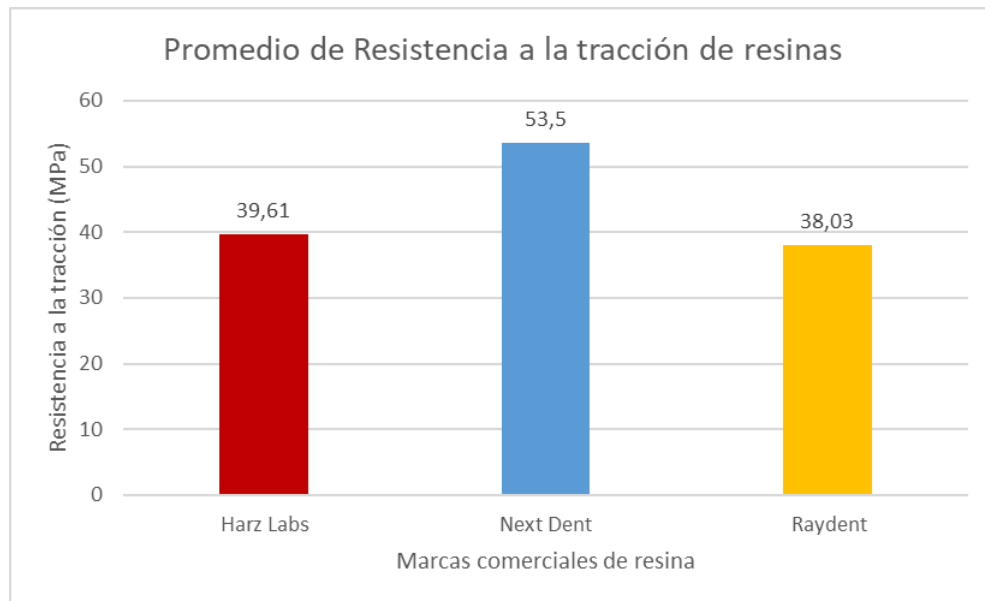


Gráfico 8: Gráfico que expone los promedios de Resistencia a la tracción en megapascales para cada material, en base a los datos de la tabla 7.

Luego se procedió a realizar el análisis estadístico de los datos de resistencia a la tracción. El análisis se realizó por medio del programa estadístico Stata 14.2 S/E. y se aplicaron los test Shapiro Wilk, ANOVA y Bonferroni. Se usó el programa R studio para confeccionar el gráfico 9 tipo boxplot para varianza.

Gráfico 9: Boxplot de resistencia a la tracción de resinas Harz Labs, Next Dent y Raydent.

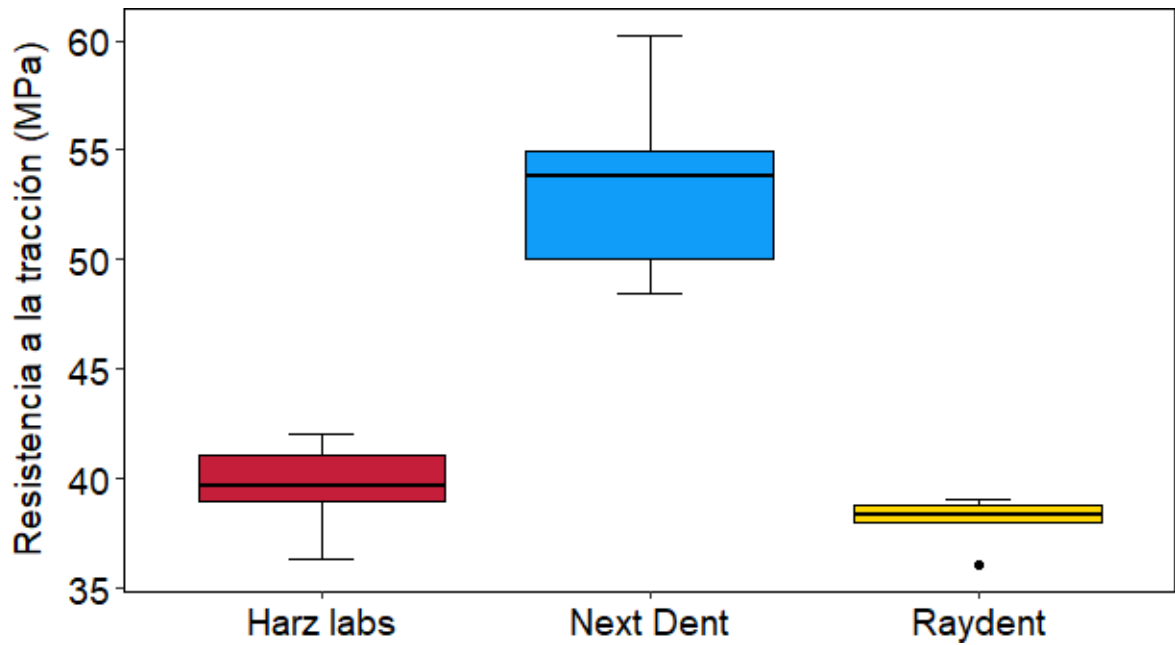


Gráfico 9: Gráfico que muestra la varianza de los valores de resistencia a la tracción entre las 3 resinas.

Con respecto a los datos de resistencia a la tracción; en base al test de Shapiro-Wilk, los resultados fueron los siguientes.

Tabla 8: Test de Shapiro-Wilk

Material	Valor de p
Harz Labs	0,833*
Next Dent	0,778*
Raydent	0,176*

Tabla 8: Se exponen los valores de p para cada marca de resina, * indica un valor superior al punto de corte de 0,05. Por lo tanto, todos los datos tienen una distribución normal.

El test ANOVA obtuvo un valor de $p = 0,00$, demostrando que hay diferencia estadística entre los grupos.

A continuación, se aplicó el test de Bonferroni para comparar los grupos entre sí

Tabla 9: Test de Bonferroni

Resinas	Harz Labs	Next Dent
Next Dent	$p = 0,00^*$	
Raydent	$p = 1$	$p = 0,00^*$

Tabla 9: Se exponen los valores de p para cada comparación entre las marcas de resina,* indica significancia estadística

5. DISCUSIÓN

5.1 Resistencia a la tracción (R_m)

Según los datos de la tabla 7 y gráfico 8, la resina Next Dent presenta el valor promedio más alto de 53,5 MPa, seguida de la resina Harz Labs con 39,61 MPa en promedio, y finalmente la resina Raydent con 38,03 MPa en promedio, siendo este último valor el más bajo. Además, luego de que el test Shapiro Wilk demostrara que los datos poseen distribución normal, el test ANOVA estableció que existe diferencia estadística entre estos valores. Cabe destacar que ninguno de los valores de R_m de las resinas Raydent ni Harz Labs alcanza siquiera el valor mínimo de las probetas de resina Next Dent (48,47 MPa), y esto también se aprecia en el gráfico 9.

Al aplicar el test de Bonferroni y comparar las resinas Harz Labs y Next Dent entre sí, se obtuvo que sí existe diferencia estadística. El valor de p para este caso es 0. Lo contrario ocurre al comparar las resinas Harz Labs y Raydent, donde no existe diferencia estadística, lo que se condice con lo que se aprecia en el gráfico 9, donde los valores de R_m para estas dos resinas, se encuentran dentro de los mismos rangos, y por lo tanto son similares entre sí. Por último, entre las resinas Next Dent y Raydent si existe diferencia estadística, en favor de la resina Next Dent, teniendo esta un valor de R_m notoriamente superior.

Es claro que el material Next Dent es superior a los otros dos materiales en términos de la resistencia a la tracción, contando con el mayor valor. La diferencia entre la resina Next Dent y las otras dos resinas puede deberse a dos factores principalmente. El primero es el método de post procesado, el cual fue distinto para todas las resinas según las recomendaciones del fabricante. Por ejemplo, la

resina Raydent solo recibió fotocurado adicional con luz UV, mientras que la resina Harz Labs recibió un lavado ultrasónico con solvente limpiador para remover excesos de resina, luego se sometió a un post curado en un horno a 60 °C y también se expuso a luz UV. Por último, la resina Next Dent también recibió un lavado ultrasónico con alcohol y exposición a luz UV para profundizar el curado de la resina. Como se mencionó anteriormente, la etapa de post procesado tiene un efecto significativo sobre las propiedades mecánicas de la resina (Kim & cols., 2020) y podría explicar en parte las diferencias de valor entre la resina Next Dent y las demás.

El otro factor importante es la composición misma de las resinas. Si bien estos materiales se califican como resinas compuestas, su matriz resinosa y componentes son distintos. Las resinas Harz Labs y Next Dent no detallan su lista de componentes, sin embargo, el trabajo de Atria & cols. publicado en 2022 facilita algunos componentes de la resina Next Dent. Los componentes de la resina Raydent se exhiben en su ficha técnica. La lista de los materiales para estas resinas se encuentra en el anexo 2. La resina Raydent cuenta en su composición con varios monómeros, como BPA (Bisfenol A), UDMA (Dimetacrilato de Uretano) y TEGDMA (Dimetacrilato trietilenglicol) en cantidades del 20% cada uno aproximadamente. Por otra parte, la resina Next Dent contiene GMA (Metacrilato de Glicidilo) y un oligómero metacrílico no especificado. Este último es el que compone la resina en más de un 60%. Es posible que este oligómero no declarado sea el que le dé una resistencia a la tracción mayor a la resina Next Dent y la diferencia de las resinas Harz Labs y Raydent. Por otra parte, al ser estas resinas compuestas, sus propiedades mecánicas dependen también del relleno que posean y del tamaño de sus partículas (Hervás & cols., 2006). La resina Next Dent está clasificada como una resina de relleno microhíbrido (tamaño de partícula de 0,4 a 1 micrón y de 0,04 a 0,05 micrones), la Raydent como una resina de relleno híbrido (Jain & cols., 2022) (tamaño de partícula de 1 a 8 micrones y de 0,04 a

0,05 micrones) y la Harz Labs como una resina de microrelleno (tamaño de partícula de 0,04 a 0,05 micrones), según está indicado en su página de venta. Sin embargo, el material que se utiliza de relleno para estas resinas y su cantidad no están declarados. Aun así, la diferencia entre sus tamaños de partícula podría explicar en parte sus diferentes valores de resistencia a la tracción.

En base a los resultados anteriormente discutidos se confirma parcialmente la hipótesis de que existe diferencia comparativa de la resistencia a la tracción entre las resinas imprimibles Next Dent C&B MFH, Raydent C&B y Harz Labs Dental Sand A3, impresas a través del método LCD, siguiendo las especificaciones de la norma ISO 527-1. Se considera que, debido al análisis estadístico, la única resina con diferencia comparativa de la resistencia a la tracción es la resina Next Dent C&B MFH.

5.2 Análisis de la literatura.

Es importante recalcar que estas resinas tienen el propósito de ser usadas en boca como restauración provisional, por lo que deben ser comparadas con el gold standard usado actualmente; el Polimetilmetacrilato (PMMA). Algunas fuentes de información establecen la resistencia a la tracción del PMMA entre los rangos de los 30 a los 50 MPa (Resycam, 2020), pero lo cierto es que este valor puede variar entre distintos fabricantes y el modo de testeo. Por ejemplo, en un trabajo experimental publicado en el "*International Journal of Nanomedicine*" (Gad & cols., 2018) donde se midió la resistencia a la tracción de probetas realizadas con PMMA, el resultado en promedio fue de 51,77 MPa. El acrílico usado era de termocurado y correspondía a Major Base 20, de la marca Major Prodotti Dentari (Italia). Basándose en la norma ISO 1567 (Polímeros para bases protésicas), se confeccionaron 10 probetas de acrílico de 32,5 mm de largo, para ser condicionadas a 37 °C por 48 hrs. Luego se sometieron a un ensayo de tracción con una máquina de testeo universal a una velocidad de 0,5 mm/min. El largo de las probetas era menor al compararlos con las del presente estudio (110 mm). También fue distinto el acondicionamiento previo (24 horas en medio acuoso), y la velocidad a la que se realizó la prueba (5 mm/min). A pesar de estas diferencias, el procedimiento fue similar, siguiendo especificaciones de la norma ISO 1567 (Polímeros para bases protésicas).

En otro trabajo de la *revista de estomatología*, (Castillo & cols., 2017) se midió la resistencia a la tracción de dos resinas acrílicas de termocurado a base de PMMA.

La primera resina correspondía a Veracril de la marca New Stetic, obteniendo un promedio de 49,85 MPa, mientras que la segunda resina, la SR Triplex Hot de la marca Ivoclar, obtuvo un promedio de 54,84 MPa. Cabe destacar que ambas eran resinas de termocurado y el ensayo se realizó según las indicaciones de la Norma ASTM (American Society for Testing and Materials) D638-03. Se confeccionaron 5 probetas de acrílico para cada marca, de 165 mm de largo, las cuales fueron sometidas a un ensayo de tracción usando una máquina de testeo universal H50HS, de la marca Tinius Olsen. Las especificaciones sobre la velocidad de testeo o de acondicionamiento previo de las probetas no estaban disponibles en este artículo, pero las especificaciones que se siguen en las normas ASTM son similares a las normas ISO, la única diferencia es que la primera es solo la contraparte americana de la segunda. Si bien la propiedad de resistencia a la tracción del PMMA parecería depender de la marca de acrílico que se utilice, es seguro decir que se maneja entre los rangos de 50 a 60 MPa en base a los trabajos experimentales anteriormente citados que utilizan acrílico de termocurado, lo que es respaldado por un artículo de la "*International Journal of Applied Dental Sciences*" (Alla & cols., 2015) donde exhibe una ficha técnica para materiales acrílicos de termocurado a base de PMMA, estableciendo un rango de entre 48 a 62 MPa. De las resinas que se pusieron a prueba en la presente investigación, sólo la marca comercial NextDent se posiciona dentro de este rango de resistencia a la tracción para el PMMA de termocurado y sería comparable a otros resultados encontrados en la literatura con respecto a acrílicos de termocurado.

Sin embargo, son los acrílicos de autocurado los que suelen ser más usados en la práctica clínica, y es sabido que estos materiales tienen propiedades mecánicas inferiores a sus contrapartes de termocurado, debido a que su proceso de polimerización no es completo y dejan monómero residual (Alla & cols., 2015). En la literatura se encuentran trabajos experimentales que determinan la resistencia a

la tracción de estas resinas acrílicas de autocurado, como el trabajo de Rejab & cols. que determinó un promedio de 38 MPa de resistencia a la tracción para el acrílico Major2 de la marca italiana Major Prodotti Dentari. Se prepararon 8 muestras de 65 mm de largo, y se acondicionaron las probetas a 37 °C por 48 horas en agua destilada antes de someterse al ensayo de tracción. Se utilizó una máquina de testeo universal de la marca UENOYAMA KIKO CO. y se siguieron normas de la ADA (American Dental Association). Sin embargo, no estaba disponible la información sobre la velocidad a la que se realizó la prueba. En otro trabajo de Alfajery & cols. el promedio de resistencia de tracción fue de 16,72 MPa para la resina Vertex de los Países Bajos, se confeccionaron 10 probetas del material de 200 mm de largo, y se realizó el ensayo de tracción a una velocidad de 1 mm/min hasta la fractura de la muestra. Se siguió la norma ISO 527 al igual que en esta tesis, pero no se relata si las muestras tuvieron un acondicionamiento previo. Los valores de resistencia a la tracción establecidos en estos trabajos son considerablemente más bajos (38 MPa resina Major 2, 16,72 MPa resina Vertex) que aquellos correspondientes a las resinas acrílicas de termocurado, pero son comparables a los resultados de las resinas imprimibles de marca comercial Harz Labs y Raydent, que tienen promedios de 39,61 MPa y 38,03 MPa respectivamente. Esto quiere decir que las resinas de las marcas Harz Labs y Raydent son equiparables a los acrílicos de autocurado que son habitualmente usados en la práctica clínica como material de provisionalización, en términos de resistencia a la tracción. Una de las ventajas que se encontraron en todos los trabajos citados anteriormente, ya sea en aquellos que utilizaron resinas acrílicas de auto curado o de termocurado, es que en su metodología utilizaron moldes en donde se vaciaba el acrílico, obteniendo probetas altamente estandarizadas con poca variación entre ellas, lo que se diferencia con el presente estudio, en donde la etapa de post procesado resultó en variaciones dimensionales pequeñas entre las probetas, producidas al remover las estructuras de soporte y pulirlas manualmente con lija grado 320.

En la literatura actual no se encontraron trabajos con materiales impresos para uso intraoral, sin embargo, se encontró literatura que utilizaba resinas de uso extraoral, impresas tridimensionalmente con una metodología muy similar a la del presente estudio. Hanon & cols. realizaron un ensayo de tracción siguiendo las normas de la ISO 527 y obtuvieron un resultado de 45,16 MPa. (Hanon & cols.,2021). La resina utilizada fue eResin PLA de la empresa china Shenzhen Esun Industrial Co. y se utilizó una impresora WANHAO D7 V1.5 que utiliza tecnología DLP basada en fotopolimerización, muy similar a la tecnología LCD utilizada en el trabajo actual. Las probetas fueron diseñadas virtualmente y se imprimieron a distintos grosores de capa; 100 μm , 50 μm y 35 μm , usando una orientación de 0 grados respecto a la plataforma de impresión. Es importante señalar que con distintos grosores de capa se obtuvieron distintos valores de resistencia a la tracción para el mismo material. Tanto el grosor de capa de 100 μm como la orientación de impresión fueron idénticas a las del presente estudio. Se imprimieron 4 probetas para cada grosor, para un total de 12 probetas de 75 mm de largo, 5 mm de ancho (en su parte más angosta) y 2 mm de alto. Se aplicó una etapa de post procesado donde se sometieron las probetas a un horno a 60 °C por 30 minutos, para luego ser expuestos a luz UV (longitud de onda de 405 nm) por 30 minutos más. Las muestras fueron acondicionadas por 24 horas en

una habitación a 23-25 °C y 50% de humedad, para luego realizar la prueba de tracción en una máquina de testeo universal Zwick / Roell Z100 a una velocidad de 5 mm/min. Estos dos últimos parámetros también fueron idénticos a los del presente estudio. Que las velocidades de testeo hayan sido las mismas es relevante porque este factor tiene un efecto sobre el resultado final. Los polímeros son muy sensibles a este parámetro y exhiben mayor resistencia a la tracción a velocidades más altas (Gedney, 2005). Es importante recalcar además que la norma ISO 527 no define una velocidad de testeo obligatoria, pero sugiere valores que van desde los 0,125 mm/min hasta los 500 mm/min. Siendo este un rango tan amplio, lo más seguro es guiarse por las indicaciones de la máquina que se utilice, en base al material sometido a prueba. Futuras investigaciones podrían evaluar en qué magnitud la velocidad de testeo afecta la resistencia a la tracción.

Algunos puntos de diferencia entre el trabajo de Hanon & cols. y el presente estudio fueron el acondicionamiento previo, las dimensiones de las probetas y el post procesado. Algunas de estas diferencias podrían explicar los distintos valores de resistencia a la tracción obtenidos en estos trabajos. El postprocesado de las resinas impresas 3D es una etapa crucial. Los métodos usados en esta tesis contrastan con el post procesado recibido por la resina eResin de Hanon & cols. donde se aplicó calor en un horno y exposición a luz UV en conjunto. Solo la resina Harz Labs recibió un post procesado más completo con calor, luz UV y lavado ultrasónico, pero aun así sus valores de resistencia a la tracción no fueron los mejores. Todo esto puede explicar en parte las diferencias de resistencia a la tracción entre todas las marcas de resina discutidas, y podría ser beneficioso en futuras instancias, estudiar cómo los distintos protocolos de post procesado pueden influir en las propiedades mecánicas del material.

De las 3 marcas de resina utilizadas en esta tesis, solo la resina Harz Labs tiene disponible un valor de resistencia a la tracción en su ficha técnica, que

corresponde a 60 MPa. El resultado experimental obtenido está lejos de este valor, lo que puede deberse a diferencias en la metodología realizada, a pesar de haber seguido las recomendaciones del fabricante con respecto al post procesado. Además, en su ficha técnica no se menciona bajo qué norma se obtuvo el valor de 60 MPa, tampoco a qué velocidad se realizó la prueba, ni como se eliminaron las estructuras de soportes de impresión (Considerar el factor humano). No se menciona si recibieron un acondicionamiento previo, ni en qué grosor de capa se imprimieron las probetas, ni mucho menos la orientación. Se ha demostrado que este último factor también puede influir en las propiedades mecánicas de un material, por lo que es importante considerarlo (Eryildiz, 2021). Se recomienda realizar un estudio que determine las mejores características mecánicas según la angulación de impresión del material.

5.3 Patrones de fractura.

Al analizar los patrones de fractura de las probetas de resina, se puede observar en la figura 21 que las probetas de la marca Raydent se fracturaron en varios lugares a lo largo de su eje longitudinal. De las cinco probetas, tres se fracturaron en dos puntos (R11, R12 y R15), una se fracturó en tres puntos (R13) y la última se fracturó en cuatro puntos (R14). Para cada una de estas probetas, por lo menos una de las fracturas ocurrió en la sección más angosta de la misma, mientras que las demás fracturas se produjeron en los extremos, donde contactaban con los puntos de fijación de la máquina de prueba. Por otra parte, las probetas de las marcas Harz Labs y Next Dent solo se fracturaron en una parte de su eje longitudinal, dentro de la sección más angosta de la probeta. Esto quiere decir que la resina Raydent es más frágil que las otras dos, ya que se fracturó en varias partes más pequeñas, lo que hace alusión a una de las definiciones de fragilidad como concepto, donde se define como la capacidad de ciertos materiales de fracturarse o romperse en partes más pequeñas, sufriendo poca o nula deformación. (Wang & cols, 2021)

Adicionalmente, al ver la macromorfología de las fracturas, se puede apreciar que en la resina Raydent sus superficies de fractura son más lisas y planas en comparación con las otras resinas, como se puede apreciar en la figura 23.

Figura 23: Macromorfología de la fractura de probetas de resina.

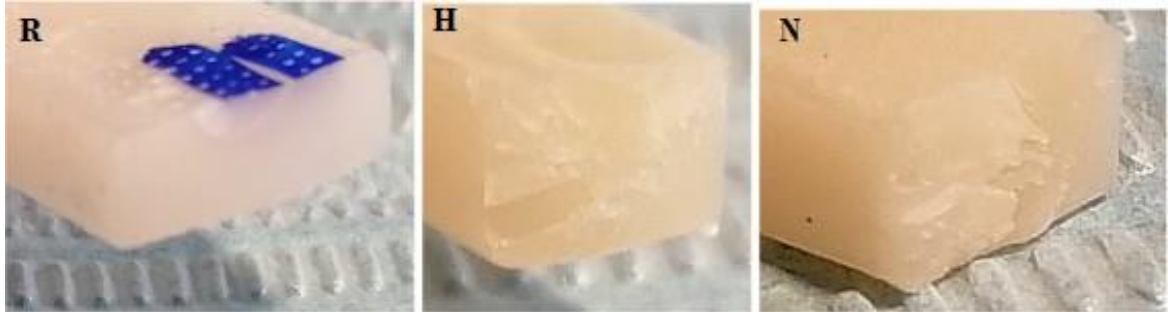


Figura 23: Estas imágenes muestran la macromorfología de la fractura de las resinas. “R” corresponde a la resina Raydent, siendo muy lisa y plana. “H” corresponde a Harz Labs y la “N” a Next Dent. Estas últimas dos se aprecian con más rugosidades.

Una superficie fracturada de manera más lisa y plana, da cuenta de un material más frágil. (Field, 1971) Si bien todas las resinas en este ensayo sufrieron una fractura de carácter frágil (escasa o nula elongación del material, no formación de cuello de botella, fractura perpendicular al eje de carga), es posible argumentar que la resina Raydent posee mayor fragilidad en base a esta información cualitativa y descriptiva.

5.4 Gráficos esfuerzo/deformación

Al analizar los gráficos 4, 5 y 6, es posible apreciar que la mayoría de las probetas de resina se deformaron menos de un 5%, lo que indicaría un tipo de fractura frágil (Riba Romeva, 2008). La única probeta que se deformó más de un 5% fue la “N 9” de la marca Next Dent. Esto puede haber ocurrido por una mayor absorción de agua, en comparación a las otras probetas, lo que explicaría su mayor porcentaje de deformación. En el gráfico 5 del material Next Dent, se puede apreciar que las

curvas se encuentran dispersas entre sí, con porcentajes de deformación del material más variados, esto también se traduce en un rango de valores de resistencia a la tracción más amplio, con una desviación estándar mayor (4,62 MPa). Por otra parte, en el gráfico 6 del material Raydent, se puede apreciar que las curvas son más parecidas entre cada probeta, con porcentajes de deformación del material similares, esto se traduce en un rango de valores de resistencia a la tracción más homogéneo con una desviación estándar pequeña de 1,18. Adicionalmente, la resina Raydent obtuvo los valores de porcentaje de deformación de material más bajos, por lo tanto fue el material que menos se deformó antes de su ruptura, lo que da cuenta de un material más frágil comparado con los otros.

5.5 Limitaciones y futuros estudios.

Dentro de las limitaciones de este estudio, una de las más relevantes podría ser el bajo número muestral de solo 5 probetas por cada marca de resina, para un total de 15. Si bien se determinó que 5 probetas eran suficientes como tamaño muestral y que los trabajos citados utilizaban una cantidad similar de probetas, los resultados siempre pueden beneficiarse de un tamaño muestral mayor para resultados más significativos. Aumentar el número de probetas, o bien, aumentar el número de materiales testeados beneficia a este tipo de estudios. Por otro lado, hubiera sido ventajoso contar con un grupo control, compuesto por probetas de acrílico de autocurado y termocurado y ver si bajo las condiciones usadas en esta investigación se alcanzaban los valores encontrados en la literatura. Si bien esto estaba planificado en un inicio, el hecho de tener acceso limitado al laboratorio de pruebas (Laboratorio de ingeniería mecánica de la Universidad Católica), impidió realizar un número elevado de ensayos, optando por mantener las 15 probetas de las tres marcas de individualizadas y comparar sus resultados con la literatura.

Por otra parte, al remover las estructuras de soporte y pulir las imperfecciones a

mano, las probetas de resina resultaron con pequeñas variaciones de dimensiones entre sí de hasta 0,4 mm en algunos casos. En teoría, estas variaciones sí podrían afectar los valores de resistencia a la tracción de las resinas, recordando que la fórmula para su cálculo es: $R_m = F_m/A_0$, donde A_0 corresponde a la sección inicial de la probeta en mm^2 , la cual depende de las dimensiones de ancho y alto de la misma, sin embargo, el software de la máquina de ensayos universal, estandariza la prueba mecánica al solicitar las dimensiones de cada probeta en particular, antes de realizar la medición, realizando una compensación instantánea. Se debe tener cuidado al remover las estructuras de soporte (de impresión) y pulir las superficies a mano para así no alterar considerablemente las dimensiones de las probetas, para que sean lo más idénticas posibles y no sean un factor confundente. Se plantea generar un método/protocolo para la remoción de las estructuras de soporte, que estandarice los desgastes y pulidos que se aplican sobre las probetas.

El uso de resinas impresas tridimensionalmente ofrece una gran cantidad de posibilidades, su aplicación para provisorios de uso intraoral es solo una de ellas. Si bien para prótesis fijas unitarias podría ser más sencillo utilizar los materiales tradicionales, es en los casos más complejos donde las ventajas del flujo digital y la impresión 3D comienzan a hacerse evidentes (múltiples prótesis fijas unitarias y prótesis fijas plurales, por ejemplo), ya que ahorran tiempo y simplifican el proceso. Caracterizar estos materiales de vanguardia es relevante para conocer sus límites y saber si se desempeñan similar o mejor que los materiales tradicionales y más conocidos. La resistencia a la tracción en sí es una cualidad importante para los materiales intraorales, especialmente en casos de provisorios posicionados en la arcada inferior que crucen la línea media, debido a la flexión y tracción fisiológicas a la cual estarán sometidos. También es importante recalcar, que según la figura 2, todo cuerpo que esté sometido a esfuerzos de flexión, sus fibras inferiores (dentro del mismo cuerpo), trabajan a tracción.

Cabe destacar que la resistencia a la tracción por sí sola no es suficiente para caracterizar completamente un material, a pesar de la información adicional que se desprende del ensayo de tracción. La cavidad oral es un sitio en constante actividad, donde concurren muchos tipos y direcciones de fuerzas. Para caracterizar un material de manera integral, es necesario estudiar sus otras propiedades físicas como resistencia flexural, dureza superficial y la resistencia a la compresión, entre otras. Al utilizar la tecnología de impresión 3D, se abre un abanico de posibilidades de estudio como por ejemplo, el cómo afecta en las propiedades los distintos grosores de capa (Hanon & cols.,2021) y las angulaciones de impresión (Eryildiz, 2021), lo que puede ser clínicamente relevante a la hora de elegir y usar estos materiales. Por lo tanto, esta investigación es solo una arista de un análisis más completo para materiales dentales, y podría considerarse un punto de partida para continuar con estudios experimentales que abarquen otras marcas comerciales disponibles, otras propiedades físicas importantes y también otros parámetros de impresión del método digital tridimensional. Una vez validadas todas las propiedades de estos materiales, el siguiente paso sería estudiar su uso intraoral mediante estudios clínicos controlados.

6. CONCLUSIONES

- Al comparar las resinas Harz Labs, Raydent y Next Dent la que tiene mayor resistencia a la tracción es la resina Next Dent, presentando una mejor aptitud mecánica en este atributo.
- Las resinas Harz Labs y Raydent no presentan diferencia entre sí en términos de la propiedad de resistencia a la tracción

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Alfaro, P., Angeles, F., Osorono, M., Nuñez, J. & 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, T. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal Of Prosthodontic Research*, 60(2), 72-84. doi:10.1016/j.jpor.2016.01.003
- Alhnan, M., Okwuosa, T., Sadia, M., Wan, K., Ahmed, W. & cols. (2016). Emergence of 3D Printed Dosage Forms: Opportunities and Challenges. *Pharmaceutical Research*, 33(8), 1817-1832. doi:10.1007/s11095-016-1933-1
- Aljafery, A., sayhood, A., Abdulridha, W., & Yousif, A. (2018). Evaluation of tensile strength of cold-cured acrylic resin denture base material by adding silver nanoparticles. *Indian Journal Of Public Health Research & Amp; Development*, 9(10), 917. doi: 10.5958/0976-5506.2018.01258.5
- Alla, R., Swamy, R., Vyas, R., Konakanchi, A. (2015) Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I – Overview, composition and properties. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 1(4),82-89. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/281998639_Conventional_and_Contemporary_polymers_for_the_fabrication_of_denture_prosthesis_part_I_-_Overview_composition_and_properties (fecha de acceso: 26 de junio de 2022).
- Alzraikat, H., Burrow, M., Maghaireh, G., & Taha, N. (2018). Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry*, 43(4), 173-190. doi: [10.2341/17-208-t](https://doi.org/10.2341/17-208-t)

- Asiri, A., Inammudin, Mohammad, A. (2019). 17 - Mechanical stability of dental materials. En Vaidya, A. & Patkak, K., Applications of Nanocomposite Materials in Dentistry (pp 285-305), Cambridge; Woodhead Publishing.
- Astudillo-Rubio, D., Delgado-Gaete, A., Bellot-Arcís, C., Montiel-Company, J. M., Pascual-Moscardó, A., & cols. (2018). Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. PLOS ONE, 13(2), e0193162. doi:10.1371/journal.pone.0193162
- Atria, P., Bordin, D., Marti, F., Nayak, V., Conejo, J., & Benalcázar Jalkh, E. & cols. (2022). 3D printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry, 1-12. doi 10.1111/jerd.12888
- Beer, F., Johnston, E., & DeWolf, J. (2010). *Mecánica de materiales (5a edición., p. 52-53)*. McGraw-Hill Interamericana.
- Bello, M. (2012). Comparación de diferentes condiciones de tracción frontera por medio de la técnica de elemento de volumen representativo. (tesis de maestría, Universidad Autónoma de Nuevo León). Recuperado de: <http://eprints.uanl.mx/2587/1/1080224586.pdf>
- Beros, I. (2006) Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual (Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista, Facultad de odontología de la Universidad de Chile) Recuperado de: http://www.tesis.uchile.cl/tesis/uchile/2006/beros_i/sources/beros_i.pdf (fecha de acceso: 30 de Agosto de 2021).
- Castillo, J., Herrera, S., Rey, P., Mejía Pavony, C., & Jaramillo, A. (2017). Comparison of tensile properties of thermo cured acrylic resins for the preparation of denture bases. Revista Estomatología, 19(1), 20 - 25. doi: 10.25100/re.v19i1.5721

- Capote, V. (2011). TIPOS DE ESFUERZOS FÍSICOS. *Temas Para La Educación, revista digital para profesionales de la enseñanza* (15), 3. Recuperado de: <https://www.feandalucia.ccoo.es/docu/p5sd8567.pdf> (fecha de acceso 8 de Noviembre de 2021).
- Chia, H., & Wu, B. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal Of Biological Engineering*, 9(1). doi:10.1186/s13036-015-0001-4
- Cullen, D., Nelson, J., & Sandrik, J. (1993). Peroxide bleaches: Effect on tensile strength of composite resins. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 69(3), 247-249. doi:10.1016/0022-3913(93)90100-3
- Curiqueo, A., Salamanca, C., Borie, E., Navarro, P. & 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.
- Della Bonna, A., Benneti, P., Borba, M. & Ceccheti, D. (2008) Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*, 22(1), 84-89. doi:10.1590/s1806-83242008000100015
- Donaire, M. (2016). Ensayos de Calidad de Mallas Electrosoldadas. (Trabajo de grado, Universidad de Sevilla) Recuperado de: <https://biblus.us.es/bibing/proyectos/abreproy/20510/fichero/PFC+Marta+Donaire+Bajo.pdf>. (fecha de acceso: 5 de abril de 2021).
- Erdogan, F. (2000). Fracture mechanics. *International Journal of Solids and Structures*, 37(1-2), 171–183. doi:10.1016/s0020-7683(99)00086-4
- Eryildiz, M. (2021). Effect of Build Orientation on Mechanical Behaviour and Build Time of FDM 3D-Printed PLA Parts: An Experimental Investigation. *European Mechanical Science*, 5(3), 116-120. doi: 10.26701/ems.881254
- Field, J. (1971). Brittle fracture: Its study and application. *Contemporary Physics*, 12(1), 1-31. doi: 10.1080/00107517108205103

- Gad, M., Abualsaud, R., Rahoma, A., Al-Thobity, A., Alabidi, K., & cols. (2018). Effect of zirconium oxide nanoparticles addition on the optical and tensile properties of polymethyl methacrylate denture base material. *International Journal Of Nanomedicine*, 13, 283-292. doi: 10.2147/ijn.s152571
- Gedney, R. (2005). Tensile testing basics, tips and trends. *Quality*, (44), 46-54. Recuperado de:
https://www.admet.com/wp-content/uploads/2015/12/Tensile_Testing_Basics_Quality_Magazine.pdf. (fecha de acceso: 21 de Junio de 2022).
- Groth, C., Kravitz, N., Jones, P., Graham, J., & Redmond, R. (2014). OVERVIEW Three-Dimensional Printing Technology. *Journal Of Clinical Orthodontics*, 48(8), 475 - 486. Recuperado de:
<https://www.jco-online.com/archive/2014/08/475/> (fecha de acceso: 5 de abril de 2021).
- Guanyu Tube. (2021). Rockwell Rockwell Superficial Brinell Vickers Shore Hardness Conversion Chart., Recuperado de:
<https://tubingchina.com/Rockwell-Rockwell-Superficial-Brinell-Vickers-Shore-Hardness-Conversion-Table.htm> (fecha de acceso: 28 de abril de 2021).
- Guede, C. (2006). Estudio comparativo In vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuesta previamente endurecida. (Tesis de Pregrado, Universidad de Chile) Recuperado de:
<https://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/110764/Estudio-comparativo-in-vitro-de-las-propiedades-mec%C3%A1nicas-de-resinas-compuestas.pdf?sequence=3> (fecha de acceso: 14 de julio de 2022).
- Guzmán, E. (2016). Asignatura: Materiales poliméricos y compuestos. Tema 4.- Viscoelasticidad y Propiedades mecánicas. Recuperado de
https://docplayer.es/12582251-Asignatura-materiales-polimericos-y-compuestos-tema-4-viscoelasticidad-y-propiedades-mecanicas-indice.html#show_full_text. (fecha de acceso: 5 de abril de 2021).

- Hanon, M., Ghaly, A., Zsidai, L., Szakál, Z., Szabó, I., & cols. (2021). Investigations of the Mechanical Properties of DLP 3D Printed Graphene/Resin Composites. *Acta Polytechnica Hungarica*, 18(8), 143-161. doi: 10.12700/aph.18.8.2021.8.8
- Hein, P. R. G., & Brancheriau, L. (2018). Comparison between three-point and four-point flexural tests to determine wood strength of Eucalyptus specimens. *Maderas. Ciencia y Tecnología*, 20 (3), 333–342. doi: 10.4067/s0718-221x2018005003401
- Hervás, A., Martínez, M., Cabanes, J., Escribano, A., & Fos, P. (2006). Resinas compuestas: Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)*, 11(2), 215-220. Recuperado de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-6946200600020023&lng=es&tlng=es. (fecha de acceso: 15 de julio de 2022).
- Jain, S., Sayed, M., Shetty, M., Alqahtani, S., Al Wadei, M., & cols. (2022). Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers*, 14(13), 2691. doi: 10.3390/polym14132691
- Kim, D., Shim, J., Lee, D., Shin, S., Nam, N., & cols. (2020). Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers*, 12(11), 2762. doi: 10.3390/polym12112762
- Liaw, C.-Y., & Guvendiren, M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2), 024102. doi: 10.1088/1758-5090/aa7279
- Marin, D. (2017) HARZLabs 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: 5 de abril de 2021).
- Marín García, J. (2008). *Apuntes de diseño de máquinas* (2da edición., p. 40). Club Universitario.

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: 6 de diciembre de 2021).

Next Dent B. V. (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: 5 de abril de 2021).

Nunes de Mello, J. A., Olmedo Braun, K., Nunes Rached, R., & Del Bel Cury, A. A. (2003). Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(6), 598–602. doi: 10.1016/s0022-3913(03)00169-0

Obregon, F., Vaquette, C., Ivanovski, S., Hutmacher, D. W., & Bertassoni, L. E. (2015). Three-Dimensional Bioprinting for Regenerative Dentistry and Craniofacial Tissue Engineering. *Journal of Dental Research*, 94(9_suppl), 143S–152S. doi: 10.1177/0022034515588885

Penn, R., Craig, R., & Tesk, J. (1987). Diametral tensile strength and dental composites. *Dental Materials*, 3(1), 46-48. doi: 10.1016/s0109-5641(87)80062-3

Popov, E., & Balan, T. (2000) *Mecánica de sólidos*. (2da edición), México: Pearson Educacin.

Pozuelo, J. (2008) Tema 6. Materiales metálicos, cerámicos y polímeros (III).

Recuperado de:

<http://ocw.uc3m.es/ciencia-e-oin/quimica-de-los-materiales/Material-de-clase/tema-6.-materiales-metalicos-ceramicos-y-polimeros-iii>. (fecha de acceso: 1 de mayo de 2021).

- Redwood, B., Schöffner, F. & Garret, B. (2017). The 3D Printing Handbook: Technologies, design and applications. Recuperado de: <https://www.pdfdrive.com/the-3d-printing-handbook-technologies-design-and-applications-e184750686.html> (fecha de acceso: 12 de Diciembre de 2020).
- Rejab, L., Hasan, N., & Mohammad, A. (2007). Evaluation of some physical properties of the copolymerized temporary crown and bridge auto-cured acrylic resin (Reinforcement). *Al-Rafidain Dental Journal*, 7(2), 160-165. doi: 10.33899/rden.2007.8963
- Resycam (2020) ¿Qué es el PMMA? Usos en la Odontología. Recuperado de: <https://www.resycam.com/que-es-el-pmma/#:~:text=Usos%20en%20la%20Odontolog%C3%ADa,-enero%2014%2C%202020&text=El%20PMMA%20es%20un%20de,baja%20toxicidad%20y%20f%C3%A1cil%20reparaci%C3%B3n.> (fecha de acceso: 16 de Mayo de 2021).
- Riba Romeva, C. (2008). *Selección de materiales en el diseño de máquinas* (1a edición., p. 20). Ediciones UPC.
- Rodriguez, J. (2021) Zwick y Roell, Resistencia a la tracción. Recuperado de: <https://www.zwickroell.com/es/sectores/ensayo-de-materiales/ensayo-de-traccion/resistencia-a-la-traccion/> (fecha de acceso: 16 de mayo de 2021).
- Rodriguez, J. (2021) Zwick y Roell, Ensayo de tracción. Recuperado de: <https://www.zwickroell.com/es/sectores/ensayo-de-materiales/ensayo-de-traccion/> (fecha de acceso: 16 de mayo de 2021).
- Scannice (2019) 3DMaterials Catálogo 2019. Recuperado de: https://www.reddental.info/assets/files/3DMaterials%20Catalogo_2019.pdf. (fecha de acceso: 5 de abril de 2021).
- 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: 5 de abril de 2021).

- Sivaraman, K., Chopra, A., & Venkatesh, S. (2015). Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 43(3), 215-225. doi: 10.1111/joor.12361
- Strub, J., Rekow, E., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations. *The Journal Of The American Dental Association*, 137(9), 1289-1296. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389
- Tamburrino, F., D'Antò, V., Bucci, R., Alessandri-Bonetti, G., Barone, S., & cols. (2020). Mechanical Properties of Thermoplastic Polymers for Aligner Manufacturing: In Vitro Study. *Dentistry Journal*, 8(2), 47. doi: 10.3390/dj8020047
- Thompson, G. A., & 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. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.008
- Uzcategui, A., Muralidharan, A., Ferguson, V., Bryant, S., & McLeod, R. (2018). Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. *Advanced Engineering Materials*, 20(12), 1800876. doi: 10.1002/adem.201800876
- Villela, I. (2004) Evaluación a la Microestructura y a las Propiedades Mecánicas del Acero Inoxidable 316LS y del Titanio Ti-6Al-4V como Biomateriales (Tesis de Licenciatura, Universidad de las Américas Puebla) Recuperado de: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/villela_e_ij/ (fecha de acceso: 3 de abril de 2021).
- Wang, Y., Oyen, D., Guo, W., Mehta, A., Scott, C., & cols. (2021). StressNet - Deep learning to predict stress with fracture propagation in brittle materials. *Npj Materials Degradation*, 5(1). doi: 10.1038/s41529-021-00151-y

Yadav, B., Dureja, I., Malhotra, P., Dabas, N., Bhargava, A., & cols (2018). A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computer-aided design/computer-aided manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: An in vitro study. The Journal Of Indian Prosthodontic Society, 18(4), 314. doi: 10.4103/jips.jips_306_17

Zhe, D., Choi, S., Sauvage, S. & Casantosan, M. (2012). Plastics — Determination of tensile properties — Part 1: General principles (2). ISO 527-1:2019

8. ANEXOS Y APÉNDICES

8.1 Anexo 1: Recomendaciones post procesado de las resinas imprimibles.

Para la resina C&B de la marca Raydent se recomienda un post curado con luz UV con una longitud de onda de 405 nm o menor. No requiere calefacción, aunque se considera beneficioso para el proceso. Requiere de un tiempo prolongado de post procesado y los fabricantes recomiendan la máquina de post curado Cure M, de la misma marca (Scannice, 2019)

Para la resina Dental Sand A3 de HARZ Labs, se sugiere remover el exceso de resina mediante un lavado ultrasónico con solvente limpiador TEK1960, solvente no tóxico con índice de evaporación similar al agua (el cual contiene ÉTER MONOMETILICO DE DIPROPILENGLICOL, succinato de dimetilo y alcohol etoxilado) por 2 ciclos de 2 a 3 minutos. Se evitará el remojo, secando con aire comprimido inmediatamente terminado los ciclos. Luego las probetas se calentarán en un horno a 60°C por 10 a 20 minutos. Posteriormente se realizará un post curado con horno de luz UV por 30 a 60 minutos. Finalmente se pulirá y se le aplicará barniz protector. Se mantendrá la resina en un lugar fresco, seco y alejado de la luz solar. (Marin, 2017)

Para la resina C&B MFH de Nexdent, se manipularán las probetas con guantes de nitrilo, iniciando con un 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 deberá realizar un post curado en horno de luz UV por 30 minutos a una longitud de onda entre 315 y 400 nm (Next Dent B.V., 2016).

8.2 Anexo 2: Composición de las resinas Raydent y Next Dent.

Next Dent

Material	Substance name	Concentration (%)
Nextdent (ND)	Methacrylic oligomer	>60
	Glycol methacrylate	15-25
	Phosphine oxide	<2.50

Raydent

Chemical Name	Trade names and Synonyms	CAS No.	Cont ent (%)
α,α' -[(1-Methylethylidene)di-4,1-phenylene]bis[ω -[(2-methyl-1-oxo-2-propenyl)oxy]poly(oxy-1,2-ethanediyl)]	-	41637-38-1	20~35
7,7,9(or 7,9,9)-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecane-1,16-diyl 2-methyl-2-propenoate	-	72869-86-4	20~28
2-Methyl-2-propenoic acid 1,2-ethanediylbis(oxy-2,1-ethanediyl) ester	2,2'-Ethylenedioxy diethyl dimethacrylate	109-16-0	20~25
Phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide	Methanone, 1,1'-(phenylphosphinyldene)bis[1-(2,4,6-trimethylphenyl)-	162881-26-7	1~10
Rutile(TiO ₂)	Titanium dioxide (RUTILE)	1317-80-2	0.1 ~ 5