

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Especialización en Operatoria Dental y Estética

COMPARATIVE ANALYSIS BETWEEN CONVENTIONAL ACRYLIC, CAD/CAM MILLED, AND 3D CAD/CAM PRINTED OCCLUSAL SPLINTS

Trabajo de titulación previo a la
obtención del título de Especialista
en Operatoria Dental y Estética

Autores:

Carolina Alejandra Ruano Espinosa

Grace Sofía Ordóñez Palacios

Director:

María Lorena Hidalgo Tamayo

ORCID:  0009-0002-1471-4074

Cuenca, Ecuador

2023-12-11

Resumen

Resumen: El desarrollo de las tecnologías digitales ha permitido la fabricación de nuevos materiales; sin embargo, dificulta la elección de los mejores métodos para obtener férulas oclusales con propiedades óptimas, por lo que es fundamental evaluar la efectividad de estos materiales. El objetivo del estudio es comparar la resistencia a la fractura de férulas oclusales fabricadas con diferentes materiales después del envejecimiento termomecánico. Métodos: Se elaboraron un total de 32 muestras a partir de 4 materiales (dos materiales poliméricos impresos en 3D, un disco de PMMA para CAD/CAM y una resina acrílica termocurada convencional); posteriormente, se realizó la prueba de fractura utilizando el modo de compresión de carga aplicada oclusalmente sobre la superficie de la férula. Análisis estadístico: Se utilizaron cuatro pruebas estadísticas (Shapiro-Wilk, prueba de Levene, ANOVA y prueba HSD de Tukey). Resultados: El siguiente estudio demostró que existen diferencias en la resistencia a la fractura entre los cuatro materiales investigados, donde la mayor resistencia se observó en la férula fresada, con una media de 3051,2 N (newton) en comparación con la resistencia de la férula flexible con 1943,4 N. , la férula impresa con 1489,9 N y la férula acrílica convencional con 1303,9 N. Conclusiones: Las férulas fresadas fueron las más resistentes a la fractura. De las férulas impresas, la férula elaborada con resina rígida a flexión soportó las fuerzas aplicadas en rangos aceptables, por lo que su indicación clínica puede ser viable. Aunque los resultados de esta investigación indicaron diferencias en las propiedades mecánicas entre el CAD/CAM y los métodos de fabricación convencionales, la selección también puede estar influenciada por el tiempo y costo de procesamiento, ya que con un sistema CAD/CAM hay una reducción significativa en el tiempo de producción. del material de la férula.

Palabras clave: occlusal splint, digital dentistry, CAD/CAM materials, fracture resistance, 3D printing



El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Cuenca ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por la propiedad intelectual y los derechos de autor.

Repositorio Institucional: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

Abstract

Abstract: The development of digital technologies has allowed for the fabrication of new materials; however, it makes it difficult to choose the best methods to obtain occlusal splints with optimal properties, so it is essential to evaluate the effectiveness of these materials. The aim of the study is to compare the fracture resistance of occlusal splints made of different materials after thermo-mechanical aging. **Methods:** A total of 32 samples were made from 4 materials (two 3D printed polymeric materials, a PMMA disc for CAD/CAM, and a conventional heat-cured acrylic resin); subsequently, the fracture test was performed using the load compression mode applied occlusally on the splint surface. **Statistical analysis:** Four statistical tests were used (Shapiro-Wilk, Levene's test, ANOVA, and Tukey's HSD test). **Results:** The following study showed that there are differences in fracture strength among the four materials investigated, where the highest strength was observed in the milled splint, with a mean of 3051.2 N (newton) compared to the strength of the flexible splint with 1943.4 N, the printed splint with 1489.9 N, and the conventional acrylic splint with 1303.9 N. **Conclusions:** The milled splints were the most resistant to fracture. Of the printed splints, the splint made with flexural rigid resin withstood the applied forces in acceptable ranges, so its clinical indication may be viable. Although the results of this research indicated differences in the mechanical properties between the CAD/CAM and conventional fabrication methods, the selection may also be influenced by processing time and cost, since with a CAD/CAM system there is a significant reduction in the production time of the splint material.

Keywords: occlusal splint, digital dentistry, CAD/CAM materials, fracture resistance, 3D printing.



The content of this work corresponds to the right of expression of the authors and does not compromise the institutional thinking of the University of Cuenca, nor does it release its responsibility before third parties. The authors assume responsibility for the intellectual property and copyrights.

Institutional Repository: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

Índice de contenido

<u>Resumen</u>	<u>2</u>
<u>Abstract.....</u>	<u>3</u>
<u>Índice De Contenido</u>	<u>4</u>
<u>Índice De Figuras</u>	<u>5</u>
<u>Índice De Tablas.....</u>	<u>6</u>
<u>Introducción</u>	<u>7</u>
<u>Materiales Y Métodos</u>	<u>11</u>
<u>Análisis Estadístico.....</u>	<u>16</u>
<u>Resultados.....</u>	<u>16</u>
<u>Discusión</u>	<u>19</u>
<u>Conclusiones</u>	<u>24</u>
<u>Referencias.....</u>	<u>25</u>

Índice de figuras

Ilustración 1. (a) Muestra de férula acrílica. (b) Muestra de férula impresa en 3D (férula de resina). (c) Muestra de férula impresa en 3D (resina flexible). (d) Muestra de férula fresada.....	12
Ilustración 2. Plantilla y verificación del espacio oclusal para estandarizar el espesor de la férula.....	13
Ilustración 3 Prueba in vitro.....	14
Ilustración 4. (a) Prueba de férula fresada. (b) Prueba de férula impresa (resina flexible Nightguard). (c) Prueba de férula impresa (férula de resina). (d) Prueba de férula acrílica.	15
Ilustración 5. Análisis microscópico de las pruebas de (a) férula impresa, (b) férula fresada, (c) férula acrílica y (d) férula impresa (resina Nightguard Flex).....	15

Índice de tablas

Tabla 1. Datos descriptivos de resistencia a la fractura.....	16
Tabla 2. Verificación de datos	17
Tabla 3. Resultados del análisis de varianza.	17
Tabla 4. Resultados de la prueba HSD Tukey	17
Tabla 5. Resistencia a la flexión de los materiales utilizados en esta investigación	18

Introducción

La férula oclusal es un dispositivo que se caracteriza por reducir los signos y síntomas relacionados con los trastornos temporomandibulares (TMD), reducir la sensibilidad a la palpación, brindar protección contra el desgaste dental, mejorar los movimientos mandibulares y la apertura bucal, y lograr el equilibrio neuromuscular al estabilizar la oclusión [1]. Entre sus funciones más importantes se encuentran las siguientes: proteger las estructuras asociadas y los dientes del bruxismo; mitigar la propiocepción del ligamento periodontal; disminución de la hipoxia celular; colocar el cóndilo dentro de la cavidad glenoidea en una posición musculoesquelética estable; y proporcionar información de diagnóstico sobre apretar o rechinar, como permitir que el dentista observe mientras el paciente lo usa [2]. La férula debe proporcionar contactos oclusales bilaterales uniformes de igual intensidad sin alterar la posición de reposo de la mandíbula ni la oclusión dental. Además, debe retenerse, ajustarse y estabilizarse sin generar hipersensibilidad en la estructura dental [3]. Cabe señalar que la efectividad de la férula oclusal está asociada con la frecuencia del seguimiento y el ajuste oclusal preciso realizado por el profesional en la práctica odontológica [4]. Los dispositivos intraorales deben estar fabricados con materiales capaces de simular la microdureza y el módulo de elasticidad de la dentina, que oscilan entre 250 y 800 MPa y 10 a 20 GPa, respectivamente. Estos valores compensan la rigidez del esmalte con la capacidad de amortiguar los impactos masticatorios, tienen un buen comportamiento al desgaste y un acabado superficial aceptable. Esto evitaría cambios en el aparato, como decoloración, microporosidad, formación temprana de biopelículas e inestabilidad oclusal [5 , 6]. A continuación se detallan los diferentes tipos de férulas según su forma de fabricación: esmaltadas a la cera perdida, fresadas e impresas en 3D.

La férula fabricada convencionalmente contiene metacrilato de metilo transparente y autopolimizable (polvo/líquido de MMA), que se obtiene al tomar una impresión, moldear modelos de yeso, diseñar y registrar con cera interoclusal [7 , 8]. Entre las ventajas de este tipo de férulas se encuentran su facilidad de fabricación y su bajo coste respecto a otros tratamientos como la rehabilitación completa o el tratamiento de ortodoncia. Sin embargo, tiene algunas desventajas, como la contracción de la polimerización, la susceptibilidad a fracturas, la inestabilidad dimensional y el largo tiempo de entrega de los laboratorios [9].

El uso de sistemas CAD/CAM (diseño y fabricación asistidos por ordenador) ha innovado los procesos odontológicos de convencionales a digitales, permitiendo el registro de los datos obtenidos de los dos maxilares realizados con el escáner intraoral mediante un programa de software y continuando hasta la elaboración de férulas mediante métodos sustractivos (fresado) o aditivos (impresión 3D). Este tipo de tecnología ha demostrado mayores beneficios en términos de estabilidad dimensional, velocidad, mejor retención y mayor reproducibilidad [10 , 11].

Las férulas producidas mediante impresión 3D se pueden fabricar mediante CAM, añadiendo material capa a capa para formar un modelo tridimensional con un alto grado de complejidad geométrica. Cabe destacar que este tipo de fabricación aditiva ofrece una gran flexibilidad de diseño, una mínima cantidad de material desperdiciado, eficiencia y resultados rápidos y precisos.

Los procesos de impresión 3D más conocidos son la estereolitografía (SLA), la inyección de material (MJ), el procesamiento de luz digital (DLP), el modelado por deposición fundida (FDM) y la sinterización selectiva por láser (SLS) [12]. La precisión dimensional de la impresión 3D está dada por tres tipos de segmentos xyz, de los cuales los ejes xy se encargan de modelar el objeto depositando el material, mientras que en el eje z se desarrollan las capas del objeto [13].

La estereolitografía (SLA) se considera la primera tecnología de impresión 3D y es un proceso que utiliza luz láser para convertir una resina de un estado líquido a un estado sólido. Cada formación de capas genera modelos sólidos con alta calidad de detalle, un buen acabado superficial y un alto nivel de precisión. SLA implica un tiempo de posprocesamiento para la eliminación de la resina que quedó sin curar, lo que implica un costo adicional cuando se utilizan objetos grandes con una precisión de 35 a 40 μm , y se recomienda para la producción de guías de broca para implantes [14].

El procesamiento de luz digital (DLP) utiliza un diodo emisor de luz (LED) de alta potencia como fuente de luz para polimerizar resinas líquidas y contiene un microrreflector digital (disposición de espejo). Cada espejo representa un píxel y la luz emitida es refractada por este microrreflector. El procesamiento detallado tiene un tiempo de producción más rápido que la estereolitografía porque toda la capa se puede construir con una sola irradiación y cada capa se construye independientemente según su forma, por lo que se pueden obtener objetos pequeños con detalles de alta calidad, así como superficies lisas y pulidas. con una precisión de 50 a 55 μm . DLP se utiliza para la producción de guías quirúrgicas, alineadores, puentes y férulas [15, 16].

Material Jetting (MJ) consiste en depositar el material acrílico en forma de gotas que se polimerizan mediante radiación ultravioleta hasta construir capa a capa un modelo tridimensional. MJ permite la combinación de varios materiales para que puedan formar objetos con diferentes propiedades. Este tipo de tecnología permite un buen acabado superficial y una alta resolución, pero también presenta un largo tiempo de impresión, espesores de capa muy finos y propiedades mecánicas reducidas, lo que conduce a una precisión aproximada de 25 a 30 μm , lo que la hace adecuada para aplicaciones anatómicas. modelos [16, 17].

El modelado por deposición fundida (FDM) es un método de impresión rápido y de bajo costo en el que la boquilla calienta y funde el material termoplástico que se encuentra en estado filamentoso. El material se extruye y solidifica acumulando capas para fabricar el modelo con una precisión de 30 a 40 μm . Esta técnica puede generar superficies rugosas y, por lo tanto, solo es adecuada para modelos de estudio o alineadores debido a su baja precisión [16].

Sinterización Láser Selectiva (SLS): en este tipo de tecnología, se unen partículas de polvo de resina para crear un modelo sólido a través de un rayo láser de CO₂ con un proceso repetitivo, creando una capa a la vez hasta completar el proceso con precisión. de 45 a 50 μm . Se utiliza para la fabricación de coronas, puentes, dentaduras postizas parciales y aparatos de ortodoncia de metal [13, 16].

Materiales para impresión dental 3D:

Los materiales más adecuados para la impresión 3D son los polímeros termoplásticos que están hechos de filamentos, que se calientan y se ajustan a estructuras específicas. El material antes mencionado tiene varias ventajas basadas en tener una mejor resolución de fabricación que permite buena resistencia mecánica, superficies lisas y buenos enlaces químicos, lo que conduce a una mejor biocompatibilidad entre el material y el paciente [18].

Según las especificaciones del fabricante SprintRay, Los Ángeles, CA, EE.UU., las resinas para férulas oclusales son:

Férula de resina

Resistencia a la flexión: ≥ 105 MPa

Módulo elástico: ≥ 2452 MPa

Tiempo de impresión: 35 min

Espesor de capa sugerido: 50–100 μm

Flex protector nocturno de resina

Resistencia a la flexión: ≥ 118 MPa

Módulo elástico: ≥ 2452 MPa

Tiempo de impresión: 44 min

Espesor de capa sugerido: 100–150 μm

La fabricación sustractiva de férulas es un método de corte de material a partir de un disco o bloque prefabricado cuyo fresado depende del número de ejes de la máquina, que puede ser de tres, cuatro o cinco ejes.

Dispositivo de 3 ejes

El dispositivo de tres ejes tiene movimientos en tres direcciones espaciales, que son X, Y y Z. Durante el fresado en el área dental, los dispositivos de 3 ejes pueden girar el componente 180° . Las ventajas de utilizar esta máquina son un tiempo de fresado corto y un control simplificado. Además, suelen ser más económicas que las máquinas de 4 y 5 ejes. Se recomiendan para la fabricación de carillas, restauraciones indirectas posteriores, prótesis dentales fijas y coronas [19].

Dispositivo de 4 ejes

En una máquina de 4 ejes, además de los planos X, Y y Z, el material está soportado por un puente tensor sobre el que puede girar infinitamente. Como resultado, es posible ajustar el puente de construcción sobre el que se apoya el husillo fresador con el mismo bloque, consiguiendo un desplazamiento vertical y ahorrando material y tiempo de procesamiento. Este tipo de dispositivo se utiliza para restauraciones posteriores indirectas [19].

Dispositivo de 5 ejes

En la máquina de 5 ejes, además de los tres ejes espaciales X, Y y Z y la rotación del puente tensor (A), es posible que el husillo de mecanizado también gire y genere otro eje de rotación (B). . Esto permite mecanizar geometrías complejas con subsecciones, como por ejemplo estructuras de puentes fijos con varios pódicos, pilares, férulas terapéuticas, prótesis dentales completas o puentes implantosoportados [19] .

Material para fresar férulas dentales:

El material comúnmente utilizado para la fabricación de férulas fresadas es el PMMA. Los discos CAD/CAM de PMMA, en su método de producción, utilizan altos valores de presión y temperatura de polimerización, desarrollando largas cadenas poliméricas con distancias intermoleculares reducidas, permitiendo que el material sea menos poroso y con menos monómero residual. Por lo tanto, está listo para pasar por un proceso de pulido brillante después del fresado sin necesidad de postproducción adicional [20] .

La férula fresada en PMMA tiene ventajas como una mayor comodidad para el paciente debido a su diseño delgado con espesores de hasta 0,3 mm y buenas propiedades ópticas debido a una buena estabilidad del color [20] .

Según las especificaciones del fabricante, las propiedades del disco PMMA (ProArt CAD Disc) son:

Resistencia a la flexión ≥ 100 MPa.

Módulo de elasticidad ≥ 2800 MPa.

Dureza ≥ 140 MPa.

Absorción de agua ≤ 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Solubilidad $\leq 7,5$ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Siguiendo los antecedentes descritos anteriormente, el propósito de este estudio fue evaluar las características microestructurales de las férulas oclusales utilizando CAD/CAM digital y flujos de trabajo convencionales y comparar el tiempo y el costo de la mano de obra. La hipótesis nula de este estudio fue que no habría diferencias entre las resistencias a la fractura de diferentes materiales para la fabricación de férulas oclusales.

Sin embargo, los estudios obtenidos sobre la comparación de la resistencia a la fractura entre diferentes materiales para la fabricación de férulas oclusales mediante técnicas sustractivas y aditivas son muy limitados. Es por ello que este estudio tuvo como objetivo comparar la resistencia de los materiales de fractura para la fabricación de férulas oclusales.

Materiales y métodos

Fabricación de muestras

Se fabricaron un total de treinta y dos muestras en un modelo de una férula de una parte superior de tres piezas (segundo premolar, primer molar y segundo molar) ([Figura 1](#)). Las muestras se dividieron en cuatro grupos (n = 8): (1) férula acrílica (VERACRIL® , OPTI-CRYL® HEAT-CURING ACRYLIC, Antioquia, Colombia); (2) férula impresa (una férula de resina de Sprinray, Los Ángeles, CA, EE. UU.); (3) férula impresa con flexión (una férula con protector nocturno de resina de Sprinray, Los Ángeles, CA, EE. UU.); y (4) férula fresada (ProArt CAD Splint de Ivoclar, Schaan, Liechtenstein). Se escanearon las arcadas superior e inferior de un modelo dental utilizando el escáner (Primescan 2.0, Dentsply-Sirona, Charlotte, NC, EE. UU.); se obtuvo una impresión digital del tipodonte y posteriormente se digitalizó en un software de diseño (InLAB 22.2, Dentsply-Sirona, New York, NY, USA); y las férulas fueron estandarizadas en un diseño de tres piezas que simula las condiciones de diseño intraoral, estableciendo espesores de 2 mm ([Figura 2](#)) tanto en la pared oclusal como en la de soporte, y transferidas a un software CAM (InLab CAM, 22.2, Dentsply -Sirona, New York, NY, USA) correspondiente a una fresadora de laboratorio de 5 ejes (MCX5, Dentsply-Sirona, Charlotte, NC, USA) (n = 8). El mismo diseño se transfirió al software CAM de la impresora 3D (SprintRay Pro-95, Los Ángeles, CA, EE. UU.), estableciendo 100 µm como espesor sugerido según el fabricante, y se imprimieron las muestras (n = 16). que pasó por un proceso de postproducción utilizando un sistema de lavado automatizado de múltiples etapas (Pro Wash/Dry, Sprinray, Los Ángeles, CA, EE. UU.) y un sistema de fotocurado automatizado (ProCure 2, Sprinray, Los Ángeles, CA, EE. UU.) .

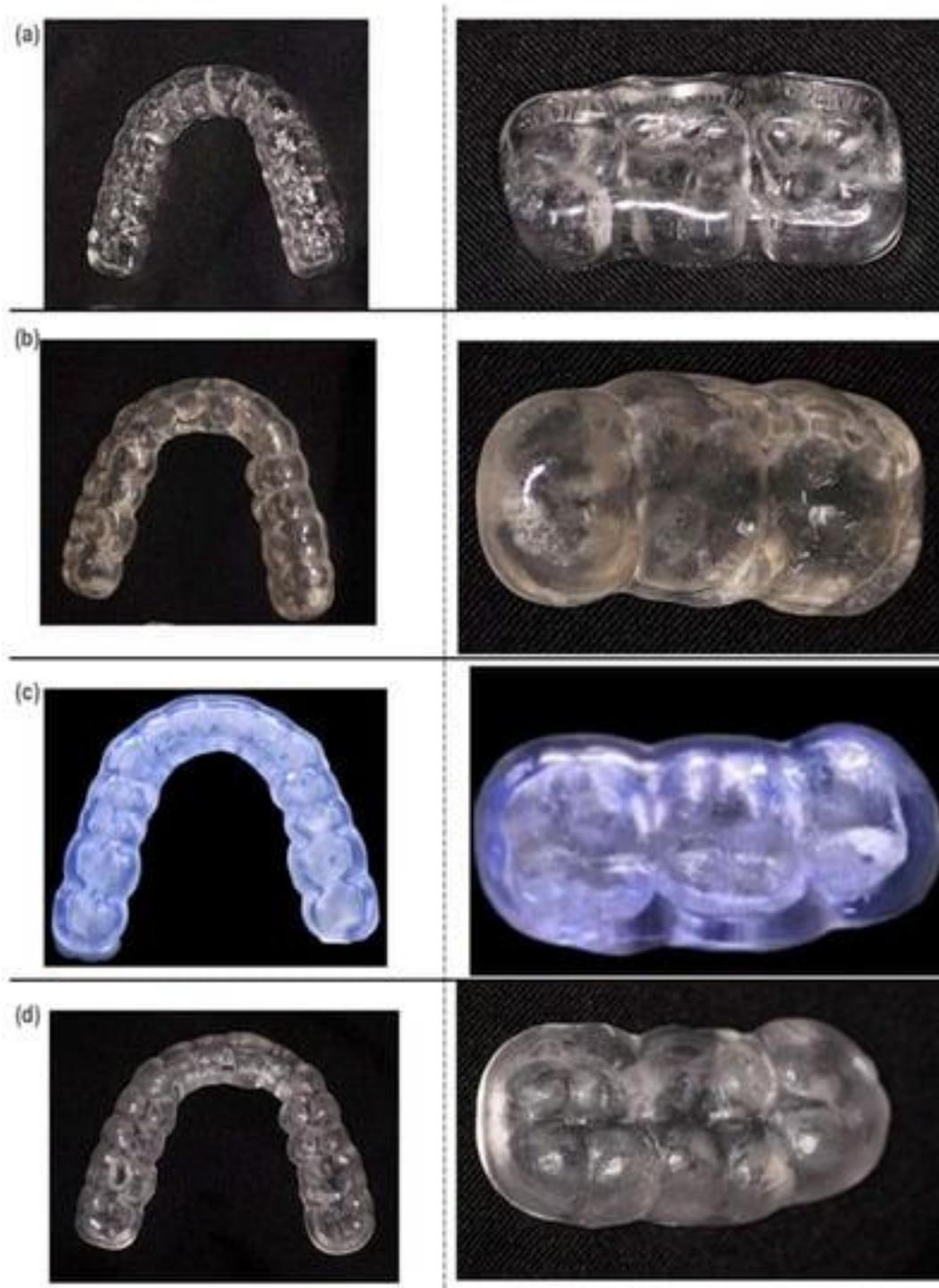


Ilustración 1. (a) Muestra de férula acrílica. (b) Muestra de férula impresa en 3D (férula de resina). (c) Muestra de férula impresa en 3D (resina flexible). (d) Muestra de férula fresada.



Ilustración 2. Plantilla y verificación del espacio oclusal para estandarizar el espesor de la férula.

Además, como grupo control (n=8) en la investigación se elaboraron férulas convencionales para determinar si son eficientes y precisas, así como el flujo de trabajo digital, por lo que la impresión se toma de la forma tradicional: montaje en el articulador, fabricación. del jig, colocación de acetatos y encerado de la placa, proceso de moldeado para la obtención de la férula y posterior postproducción. Para la postproducción, todas las muestras fueron pulidas con discos de grano con tamaños en orden decreciente: grueso (95 μm), medio (50 μm) y fino (5 μm) con humectación continua durante 1 min y finalizado con el uso de ruedas de pelo de algodón con piedra pómez pulverizada y pasta de pulir.

Una vez terminadas, todas las muestras fueron sometidas a un proceso de termociclado computarizado en una unidad para el efecto (ThermocyclerTM, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania) a 5000 ciclos con temperaturas extremas de 5 °C y 55 °C en agua destilada (tiempo de residencia : 25 s, tiempo de pausa: 10 s).

2.2. Prueba de resistencia a la fractura

Para ello, se fabricó un modelo de muñón metálico superior de tres piezas (segundo premolar, primer molar y segundo molar) a partir de una aleación de níquel-cromo sin berilio (Wirona, Bego Bremer Goldschlägerei, Bermen, Alemania), y un Se utilizó una máquina de prueba universal (Máquina de prueba universal de la serie Shimadzu AGS-X; Tokio, Japón) para medir la carga de fractura. Las muestras se fijaron en un troquel metálico de tres piezas (segundo premolar, primer molar superior y segundo molar). La prueba de fractura se probó utilizando un diseño experimental semiclínico en condiciones ambientales de laboratorio. La prueba se realizó utilizando el modo de compresión de carga aplicada por oclusal sobre la

superficie de la férula a una velocidad de 0,5 mm/min hasta que se produjo el fallo. El límite máximo de tenacidad a la fractura se registró en newtons (N).

Se aplicó una carga de compresión mediante un penetrador semiesférico ($D = 3 \text{ mm}$) con una velocidad de 0,5 mm/min en la superficie oclusal hasta que se produjo la fractura ([Figura 3](#) y [Figura 4](#)). La falla se definió como el momento en que la carga cayó un 5% por debajo de su valor máximo. Se aplicó una precarga de 10 N. El análisis de la superficie de la fractura se realizó con la ayuda de un microscopio estereoscópico de alta resolución (Nikon C-LEDS, Melville, NY, EE. UU.) para identificar el modo de fractura ([Figura 5](#)).

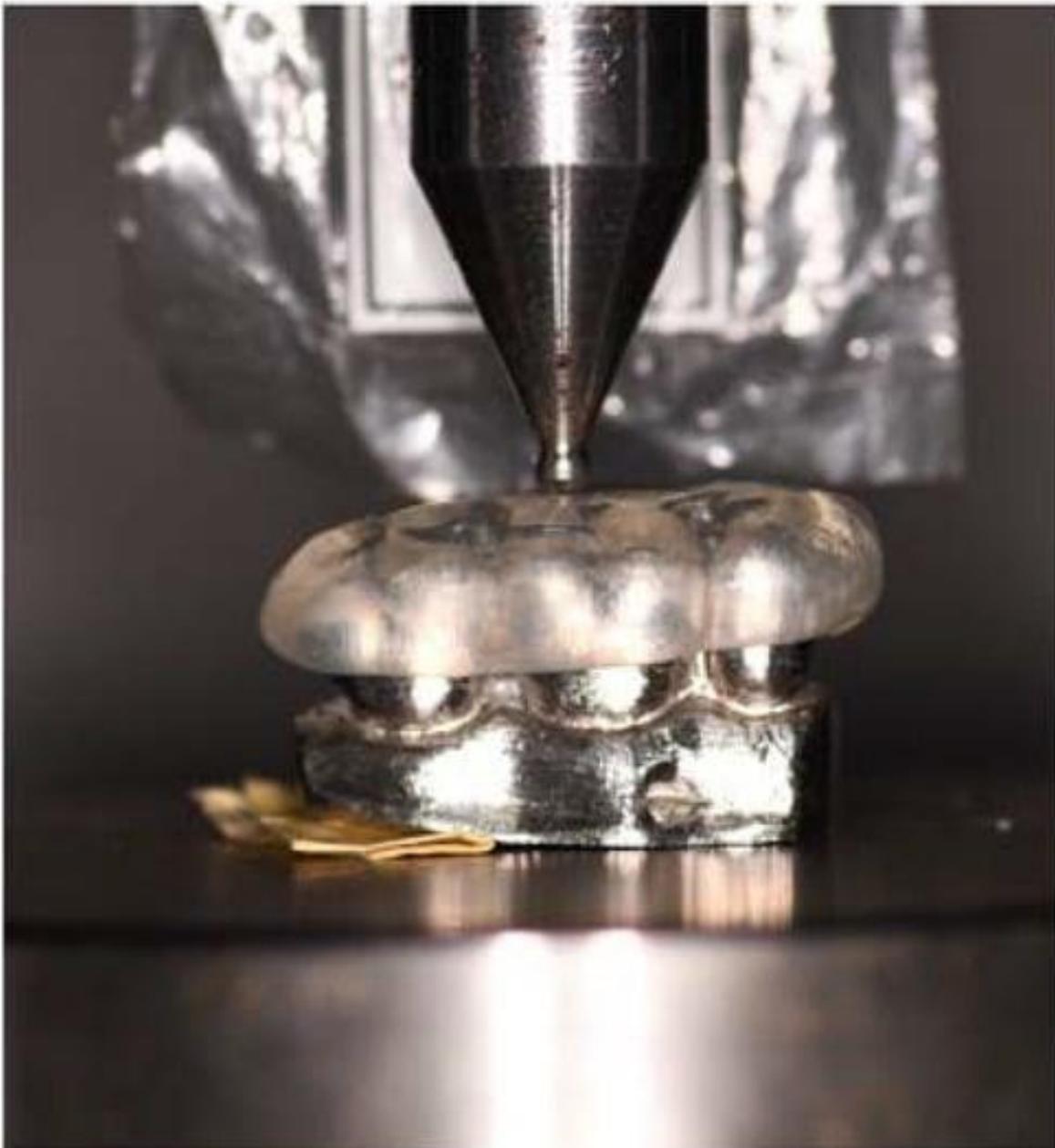


Ilustración 3 Prueba in vitro.

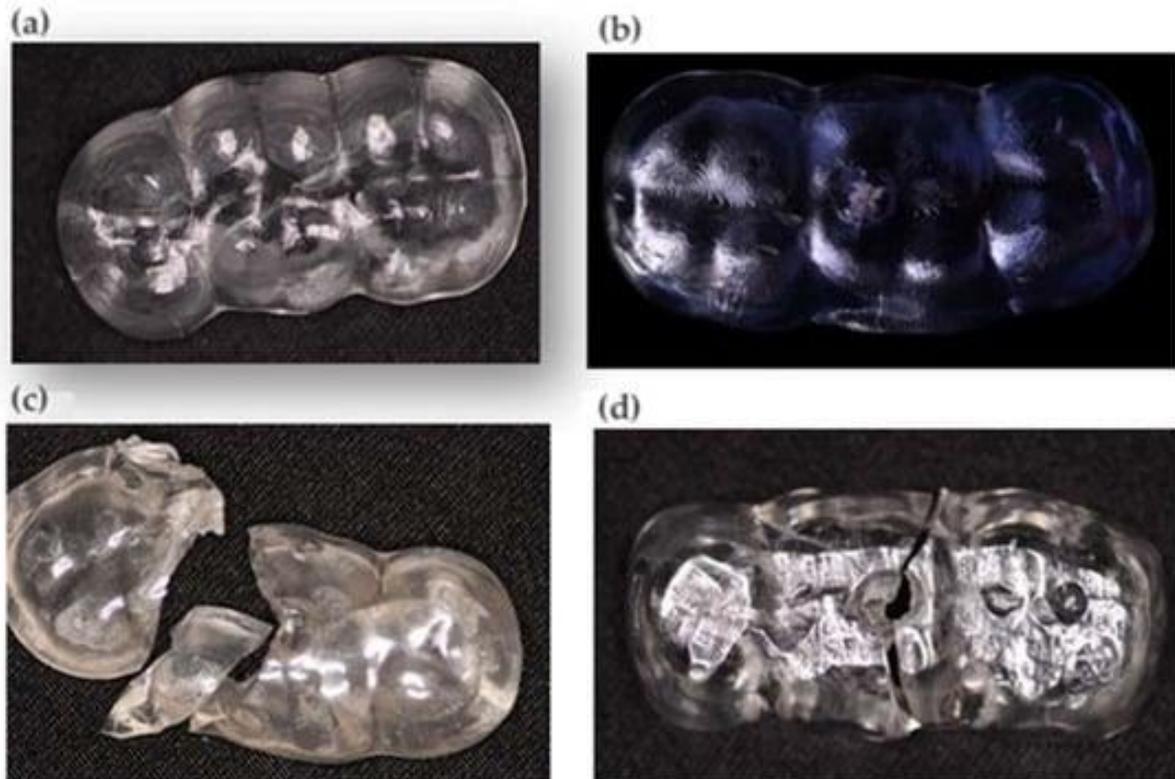


Ilustración 4. (a) Prueba de férula fresada. (b) Prueba de férula impresa (resina flexible Nightguard). (c) Prueba de férula impresa (férula de resina). (d) Prueba de férula acrílica.

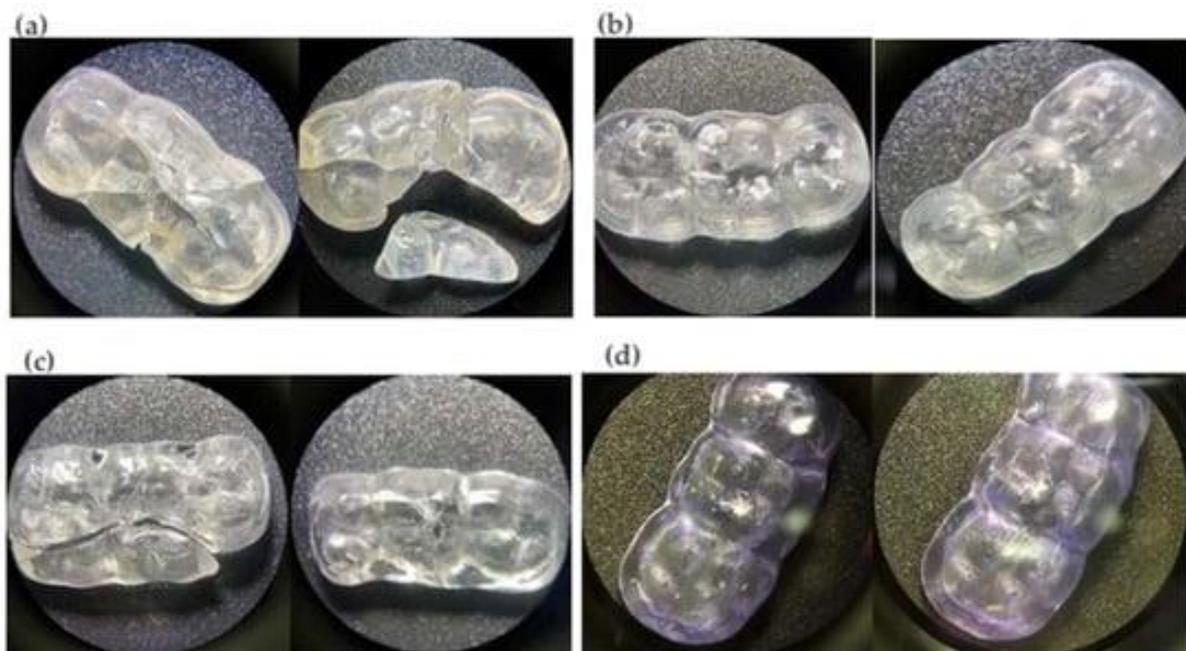


Ilustración 5. Análisis microscópico de las pruebas de (a) férula impresa, (b) férula fresada, (c) férula acrílica y (d) férula impresa (resina Nightguard Flex).

Análisis estadístico

Los análisis se calcularon con software estadístico (SPSS V26; IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Los supuestos de normalidad se verificaron con la prueba de Shapiro-Wilk y de homocedasticidad, o igualdad de varianzas, con la prueba de Levene. Se utilizó la prueba ANOVA de tres vías para determinar las diferencias entre materiales y la prueba HSD de Tukey para confirmar específicamente la diferencia entre grupos.

Resultados

La [Tabla 1](#) presenta un análisis descriptivo de las mediciones de resistencia a la fractura obtenidas de las cuatro férulas (fresadas, impresas, convencionales y flexibles).

Tabla 1. Datos descriptivos de resistencia a la fractura.

Material/Estadístico	Férula Convencional	Férula Impresa	Férula Flexible	Férula Fresada
Media	1303,9	1489,9	1943,4	3051,2
Desviación Estándar	90,7	99,8	281,21	179,07
Intervalo de confianza 95%	(1078,54;1529,35)	(1241,9;1797,9)	(1244,84;2641,99)	(2606,35;3496,02)
Coefficiente de variación	7,0%	6,7%	14,5%	5,9%
Mínimo	1235,31	1378,6	1726,30	2884,66
Máximo	1406,82	1571,5	2261,08	3240,60

En cuanto a la dispersión actual de los datos, la férula fresada registró la menor dispersión (coeficiente de variación (CV) = 5,9%), seguida de la férula impresa (CV = 6,7%), la férula convencional (CV = 7,0%) y la férula flexible, que mostró un nivel de dispersión medio (CV = 14,5%). Estos resultados sugieren que las férulas convencionales, impresas y fresadas presentaron mayor precisión entre mediciones.

De acuerdo con la hipótesis de investigación propuesta para determinar diferencias entre tres poblaciones, es necesario verificar los supuestos de normalidad con el estadístico de Shapiro-Wilk y de homocedasticidad, o igualdad de varianzas, con la prueba de Levene para seleccionar la técnica estadística adecuada. De acuerdo con los valores de significancia (valor p) de [la Tabla 2](#), se evidenció el cumplimiento de ambos supuestos ya que son mayores que el nivel de significancia, lo que permite rechazar la hipótesis nula de distribución normal y la hipótesis nula de homocedasticidad, seleccionando así la Técnica ANOVA.

Tabla 2. Verificación de datos

Type of Splint	Normality Test Shapiro-Wilk Test		Levene Test
		p-Value	p-Value
Milled splint	0.893	0.364	0.191
Printed splint	0.904	0.399	
Acrylic splint	0.988	0.788	
Flex printed splint	0.284	0.501	

Note: Significance level: 5%. Equality of variances is assumed.

Con los resultados del análisis de variación observados en [la Tabla 3](#) , se rechazó la hipótesis nula ($F = 59,953$, valor de $p < 0,05$), demostrando que hubo diferencias en la resistencia a la fractura. De acuerdo a este resultado se realizó una prueba de comparación múltiple utilizando el HSD de Tukey, la cual se puede revisar en la siguiente tabla.

Tabla 3. Resultados del análisis de varianza.

Source of Variation	Sum of Squares	Quadratic Mean	F	p-Value
Between groups	5,525,106.1	1,841,702.03	56.953	<0.001
Within groups	258,696.2	32,337.01		
Total	5,783,802.3			

Note: Significance level: 5%. Dependent variable resistance to fracture (N).

De acuerdo con los resultados de la [Tabla 4](#) , se rechazó la hipótesis nula de igualdad entre tipos de material, comprobándose que hubo diferencias significativas entre la resistencia promedio a la fractura de la férula impresa y la férula convencional (Diff = 1107,77, valor de $p < 0,05$) ; También se encontraron diferencias significativas entre la resistencia promedio a la fractura de la férula fresada y la férula convencional (Diff = 1747,24, valor $p < 0,05$) y entre la resistencia promedio a la fractura de la férula convencional y la férula flexible (Diff = 1561,29, p - valor $< 0,05$). Asimismo, no se observaron diferencias en la resistencia promedio a la fractura utilizando la férula fresada o la férula flexible (Dif = 185,95, valor de $p > 0,05$), y no hubo diferencias en la resistencia promedio a la fractura entre la férula impresa y la férula flexible (Dif = 453,52, valor $p > 0,05$).

Tabla 4. Resultados de la prueba HSD Tukey

Type of Material	Difference Mean	of Sig.
------------------	-----------------	---------

	Printed splint	1561.29 *	0.001
Milled splint	Acrylic splint	1747.24 *	0.001
	Flex printed splint	1107.77 *	0.002
Acrylic splint	Flex printed splint	639.47 *	0.010

Note: dependent variable fracture resistance (N), HSD Tukey. * The difference in means is significant at the 0.05 level.

Del análisis fractográfico se observa que los 2 materiales (férula impresa (férula de resina) y férula acrílica) de los 4 comparados presentan fractura frágil. Una vez alcanzado el valor de tensión crítica, los materiales frágiles presentan grietas inestables; es decir, no requieren un aumento de la tensión para la propagación espontánea de grietas y se produce una falla catastrófica. En la férula fresada sólo se observa la formación de una grieta a pesar de haber alcanzado el valor máximo de fuerza aplicada sin daño catastrófico en la [Tabla 5](#) ([Figura 5](#)).

Tabla 5. Resistencia a la flexión de los materiales utilizados en esta investigación

Material	Resistance According to the Manufacturer	Resistance According to the Research
PMMA	≥100 MPa	26.31 MPa
Resin Splint	≥105 MPa	27.12 MPa
Nightguard Flex Resin	≥118 MPa	29.25 MPa
Disco ProArt CAD	≥100 MPa	46.99 MPa

Discusión

Existe una tendencia creciente de interés en analizar el comportamiento y utilidad de los materiales y el flujo digital, especialmente en las áreas de prótesis, implantología y cirugía maxilofacial. En el ámbito de las alteraciones temporomandibulares y concretamente en la fabricación de férulas oclusales, es fundamental estudiar su comportamiento mecánico. El objetivo de esta investigación fue establecer si existen diferencias en el comportamiento mecánico de las férulas oclusales en función del material y método de fabricación.

Para ello se analizaron diferentes materiales para la producción de férulas: convencionales, fresados, impresos en 3D, rígidos y flexibles, y se encontró que los materiales fresados eran más resistentes a la fractura que los materiales convencionales, impresos en 3D y flexibles. . Por tanto, se rechazó la hipótesis nula de que el proceso de fabricación de los diferentes materiales no afectaría a sus propiedades mecánicas. Dentro de los criterios de selección de materiales, según las normas ISO, se deben establecer estándares nacionales e internacionales con el objetivo de proporcionar un catálogo de requisitos mínimos y técnicas de ensayo estandarizadas para materiales. Las férulas no tienen requisitos ni estándares bien definidos; sin embargo, para evaluar los materiales que los componen, se pueden estudiar los materiales según los estándares de los utilizados en las prótesis de resina [9].

En un estudio desarrollado por Lutz (2019) se evaluó la resistencia a la fractura y al desgaste de férulas impresas, fresadas y convencionales. Los resultados de este estudio mostraron que las férulas fresadas presentaron una mayor resistencia a la fractura con una resistencia inicial de 3398 ± 435 N, mientras que las férulas impresas presentaron un valor de $2286 + 499$ N y las convencionales de $2393 + 451$ N. Además, en En la simulación de desgaste, las férulas fresadas mostraron un mejor comportamiento que las férulas impresas y convencionales. Estos resultados se obtuvieron gracias a la fabricación industrial de piezas brutas CAD/CAM de PMMA. Por el contrario, para la producción de férulas convencionales, aunque se realiza en PMMA, es una técnica más vulnerable por la influencia del operador, que reduciría la tasa de conversión de los dobles enlaces, la presencia de burbujas y la Falta de homogeneidad en el material.

Con referencia al material para férulas impresas, el fabricante proporciona información limitada sobre su composición química en comparación con otros materiales para férulas fresadas y convencionales que poseen PMMA. Sin embargo, a pesar de la pérdida de volumen de material observada en el material impreso, la tenacidad a la fractura no se vio afectada al momento de la simulación de masticación, mostrando un buen comportamiento en envejecimiento, quizás debido a la homogeneidad del material, no solo por la composición química sino también debido al procesamiento mediante impresión 3D, que hace que el material se recomiende solo para uso a corto plazo.

Como se mencionó anteriormente, es importante considerar la composición química de los materiales al determinar el comportamiento mecánico de las resinas impresas tridimensionales. Los fabricantes rara vez especifican la composición exacta de las resinas impresas en 3D, pero sería útil tener más información para comprender mejor la influencia química en las propiedades mecánicas y recomendar el material óptimo para el tratamiento [21] .

Un estudio realizado por Schemeiser (2022) evaluó el desgaste de dos muestras de materiales de férulas oclusales fabricadas sustractivas en comparación con la impresión tridimensional mediante simulación de masticación después de 120.000 ciclos para evaluar los diferentes fallos en las superficies oclusales. Los resultados mostraron una perforación para la muestra fresada y una fractura para la férula impresa, y tras la visualización microscópica se pudo observar que las muestras fresadas exhiben una estructura uniformemente lisa sin diferencia perceptible, lo cual concuerda con los resultados descritos en la presente investigación [22].

Por otro lado, en una investigación realizada por Gibreel (2021), se evaluaron cinco materiales de resina fresados CAD/CAM, así como dos materiales convencionales (autocurable y polimerización térmica), en cuanto a resistencia a la flexión, módulo elástico y tenacidad a la fractura [10].

Como conclusión de este estudio, el material fresado (Temp Premiun Flex Transpa de Zirkozahn) obtuvo valores de resistencia más altos. Probablemente porque, al contener niveles reducidos de monómero residual, absorben más energía y sufren una deformación plástica, lo que produce una deflexión del material. Sin embargo, no se fracturan y muestran mejor resistencia a la propagación de grietas, lo que confirma su ductilidad. En el presente estudio, el material con mayor tenacidad a la fractura fue también el material fresado CAD/CAM con 3051,2 N, aunque los valores fueron significativamente superiores a los del estudio mencionado anteriormente, probablemente porque se utilizó un ensayo de flexión de tres puntos en un rectángulo. muestra [10], mientras que en nuestro estudio las muestras replicaron las condiciones clínicas de la muestra.

Otro estudio del mismo autor evaluó el desgaste y la dureza superficial de nueve materiales, entre ellos PMMA (líquido/polvo), discos de PMMA y resinas fotopolimerizables, para la producción de férulas en formas convencionales, fresadas e impresas, así como las diferencias en desgaste y dureza superficial. Se concluyó que los materiales de férula a base de PMMA mostraron dureza superficial y uniformidad en la resistencia al desgaste, independientemente de la tecnología de fabricación, mientras que el material de resina fotopolimerizable impreso en 3D mostró menor dureza superficial y mayor desgaste. Esto puede deberse a las capas que se depositan paralelas a la dirección de la carga y a la adhesión entre capas sucesivas [23]. En nuestro estudio, los materiales impresos presentaron valores inferiores a los fresados; sin embargo, el material rígido a flexión podría presentar menor posibilidad de fractura que uno convencional y también, por las mismas razones expuestas anteriormente, menor posibilidad de desgaste ante función o parafunción, aunque esto deberá ser corroborado por estudios adicionales.

Una investigación realizada por Patzelt [24] en 2022, comparando los flujos de trabajo convencionales y digitales para la producción de férulas oclusales con respecto a la eficiencia del tiempo, el ajuste general y el desgaste, informa que se fabricaron 15 férulas tanto para el método convencional (Probace Cold, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y el método digital con un disco guía de PMMA (guide inCoris, Dentsply-Sirona), los cuales fueron sometidos a una prueba de desgaste oclusal de los materiales en un simulador de masticación. En este estudio, se encontró que había un menor desgaste promedio para el material de la férula fabricado convencionalmente después de 1,2 millones de ciclos de carga; sin embargo, en términos de tiempo, se recomendó las férulas fabricadas digitalmente

porque hay una reducción en el número de pasos durante la fabricación. Estos resultados corroboran lo observado en nuestro estudio y respaldan lo descrito por Huettig (2017) y Orphan (2020), al mencionar que la tecnología digital moderna permite fabricar férulas de manera más eficiente y lograr tiempos de entrega más cortos, mayor precisión y un mejor diseño. que cuando se hace una férula con el método convencional [5 , 24 , 25]. Insistiendo en este tema, para la prueba de desgaste oclusal de los materiales, se pudo concluir que no hubo impacto de los diferentes materiales utilizados en los flujos de trabajo convencionales y digitales. El flujo de trabajo digital para la producción de férulas oclusales permite un mejor ajuste que el flujo de trabajo convencional, ya que el PMMA fabricado industrialmente tiene una mayor densidad, un mayor grado de polimerización, una mayor homogeneidad y menos poros en las férulas producidas a partir de piezas en bruto en comparación con las fabricadas con un flujo de trabajo convencional [24].

Prpic [26] ya afirmó que las diferencias se debían principalmente a las diferentes composiciones químicas, aunque la tecnología utilizada también influía. Al mencionar la tecnología utilizada, en los estudios de Unkovskiy et al., la orientación de la impresión influyó en la precisión de la impresión [27]. Los parámetros impresos a lo largo del eje Z son particularmente propensos a sufrir imprecisiones. Además, se encontró que las muestras con una orientación de 45° eran las más precisas. Los objetos impresos en los bordes de la plataforma de construcción son más propensos a presentar imprecisiones que los del centro. Las muestras de 90° con orientación de capa paralela a la carga axial mostraron una resistencia a la flexión y un módulo de flexión superiores. Es poco probable que el uso de una unidad de curado diferente afecte la precisión de impresión y las propiedades de flexión de las muestras. Todos estos detalles se tuvieron en cuenta para la fabricación de las probetas en nuestro estudio, ya que fueron impresas verticalmente con un espesor de capa de 100 µm, y quizás estas características ayudaron a mejorar la resistencia, de acuerdo con el estudio de Lutz [21]. donde las férulas fresadas tuvieron mejor resistencia a la fractura que las férulas convencionales e impresas. Estos resultados, aunque la metodología difirió en cuanto al ensayo de fractura, provinieron de ensayos realizados en un solo diente, mientras que en nuestro caso se utilizaron al menos tres dientes para soportar la férula.

Con referencia al espesor de capa para impresiones de férulas 3D, el fabricante menciona que para resina rígida (Splint, SprintRay) el espesor estándar debe ser de 100 µm y para resina rígida de flexión (Nightguard Flex) el espesor sugerido debe ser de 150 µm, señalando que el El espesor de la capa en este estudio mostró diferencias ya que la férula rígida de resina en nuestra investigación fue de 100 µm y la férula rígida de flexión fue de 150 µm. Esto significa que la férula rígida a flexión, al ser más gruesa, tiende a ser más resistente y la repetibilidad del diseño no se vio afectada. Del mismo modo, en el estudio de Sabbah et al., el espesor de la capa de impresión 3D no afectó a la repetibilidad ni a la rugosidad de la superficie del producto. Estos hallazgos pueden explicarse por la estandarización de los parámetros de impresión, incluida la orientación de la muestra, el número de sustrato, las ubicaciones de los sustratos, la resina utilizada para la impresión y los métodos de posprocesamiento, que fueron los mismos para todos los grupos [28].

A la vista de todos estos resultados recogidos en la evidencia científica, se puede destacar que la característica interesante determinada en nuestro estudio fue la gran resistencia a la fractura del material fresado (3051,2 N) en comparación con el material impreso en 3D, siendo el rígido a la flexión. entablillada (1943,4 N) en tercer lugar, seguida por la férula impresa

(1489,9 N), y la menor resistencia a la fractura la muestra la férula convencional con un promedio de 1303,9 N. Este resultado está relacionado con el estudio realizado por Cornwell, cuando mencionó que el material de mayor resistencia fue el mismo material que la férula impresa rígida a flexión. En este trabajo académico se evaluó la dureza y el desgaste, pero pudimos observar que la capacidad del material rígido a flexión se mantiene ya que su método de fabricación aditiva genera espesores adecuados para el desgaste en condiciones in vitro [29] .

Una revisión sistemática realizada por López et al. (2023) analizaron varios estudios que evaluaron las propiedades mecánicas de férulas impresas, fresadas y fabricadas convencionalmente, concluyendo que las resinas fresadas mostraron un rendimiento mecánico mejorado en términos de dureza, resistencia al desgaste, resistencia a la flexión, módulo de flexión y tenacidad a la fractura en comparación con las impresas en 3D. y resinas convencionales, coincidiendo con los resultados del presente estudio en términos de las propiedades mecánicas evaluadas [30]. Según Reyes (2018), y coincidiendo con la metodología de las muestras de su estudio, otro parámetro importante a considerar en la fabricación de férulas oclusales es diseñar una superficie plana y lisa sin hendiduras. Estas hendiduras se pueden eliminar en las férulas realizadas mediante el sistema CAD/CAM, ya que es posible aplanar la superficie digitalmente mediante un software. Por otro lado, eliminar las hendiduras cuando las férulas se fabrican de forma convencional requeriría más trabajo por parte del técnico dental o del dentista [30 , 31]. Estas propiedades mecánicas desfavorables pueden ser la razón por la que las férulas impresas no se han generalizado hasta ahora. Entonces, como posible solución e innovación, se introdujo la resina de impresión 3D rígida y flexible. El material se caracteriza por una rigidez moderada a temperatura ambiente y una menor rigidez y comportamiento viscoelástico a temperatura corporal. Estas características podrían conducir a una mayor tenacidad del material. Por lo tanto, el material también podría ser adecuado para un uso a largo plazo. Dado que no hay datos clínicos que respalden estas suposiciones, en el estudio de Herpel et al., realizaron un ensayo piloto controlado aleatorio donde concluyeron que las férulas oclusales termoflexibles impresas en 3D podrían ser una alternativa clínicamente viable a las férulas fresadas durante al menos tres meses de uso clínico, aunque su uso a largo plazo debe investigarse más a fondo [31 , 32]. En nuestro estudio, la férula rígida a flexión tuvo resultados alentadores, además de la resiliencia del material, lo que proporcionaría una mejor distribución de las cargas sobre los dientes a proteger y las estructuras circundantes. Por lo tanto, este material debería ocupar un espacio más amplio en su indicación para la fabricación de férulas oclusales, ya que podría soportar muy bien las cargas provenientes de los contactos oclusales. Por tanto, esta consideración merece al menos un análisis de sus efectos. Para comparar los efectos de los contactos funcionales con los contactos parafuncionales, un estudio analizó la cantidad de fuerza aplicada a los dientes en kg/segundo/día durante la masticación y la deglución (en la fonación, los dientes no suelen hacer contacto). Se estima que en cada acción de masticación se aplica una fuerza promedio de 26,59 kg durante 115 ms, es decir, 3,05 kg por masticación. Aproximadamente 1800 eventos de masticación ocurren en un día, por lo que el valor de fuerza oclusal total/tiempo de actividad es 5503,95 kg/día. En cuanto a la deglución, una persona traga unas 146 veces al día mientras come. Si se aplica una fuerza de 30,12 kg a los dientes durante 522 segundos por deglución, se ejercerá una fuerza de 2295,8 kg/día. Esto da como resultado una actividad total de fuerza/tiempo para masticar y tragar de casi 7791,6 kg/día. La actividad muscular elevada se

refiere a contracciones mayores que las necesarias para tragar, mantenidas durante un segundo o más. Un segundo significa 39 unidades de actividad. Normalmente, durante el sueño se producen 20 unidades por hora, estimándose para cada unidad una fuerza de 36,24 kg/s. La actividad nocturna de 8 horas es 5798,4 kg/s menor que la fuerza masticatoria funcional. Un bruxista puede generar fácilmente 60 unidades de actividad por hora, o 17.395,2 kg/s por noche, que es tres veces la actividad funcional diurna. Esto indica que la fuerza y la duración de los contactos dentales parafuncionales son más perjudiciales para el sistema masticatorio que los contactos funcionales [[31](#) , [32](#) , [33](#)]. Por lo tanto, las férulas oclusales rígidas de flexión fresadas e impresas en 3D, según nuestros resultados, podrían soportar estos valores de las fuerzas aplicadas, aunque los valores difieren de los reportados comercialmente (Tabla 5).

Entre las limitaciones de este estudio, su diseño in vitro también exigiría su realización clínica, por ejemplo, mediante un análisis volumétrico de superficies mediante superposición digital. También sería útil incluir en el estudio variables como tiempo de fabricación del material, costos de posproducción, mano de obra y comportamiento clínico respecto a la resistencia a la fractura de estos dispositivos.

Conclusiones

De los resultados obtenidos se concluyó que las férulas fresadas fueron las más resistentes a la fractura. En cuanto a las férulas impresas, las fabricadas con resina rígida a flexión resistieron adecuadamente las fuerzas aplicadas. Por tanto, este nuevo material puede recomendarse como una opción viable para la creación de estos dispositivos. Aunque los resultados de esta investigación indicaron diferencias en las propiedades mecánicas entre CAD/CAM y los métodos de fabricación convencionales, la selección también puede verse influenciada por el tiempo de procesamiento ya que con un sistema CAD/CAM hay una reducción significativa en el tiempo de producción. Por ello, hoy se ratifica la vigencia del flujo digital respecto al método de fabricación convencional.

Referencias

1. Liu, F.; Steinkeler, A. Epidemiology, diagnosis, and treatment of temporomandibular disorders. *Dent. Clin. North Am.* **2013**, *57*, 465–479. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2013.04.006>.
2. Dylina, T. A common-sense approach to splint therapy. *J. Prosthet. Dent.* **2001**, *86*, 539–545. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.118878>.
3. Boero, R.P. The physiology of splint therapy: A literature review. **1989**, *59*, 165–80. [https://doi.org/10.1043/00033219\(1989\)059%3C0165:tposta%3E2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/00033219(1989)059%3C0165:tposta%3E2.0.co;2).
4. Zhang, S.-H.; He, K.-X.; Lin, C.-J.; Liu, X.-D.; Wu, L.; Chen, J.; Rausch-Fan, X. Efficacy of occlusal splints in the treatment of temporomandibular disorders: A systematic review of randomized controlled trials. *Acta Odontol. Scand.* **2020**, *78*, 580–589. <https://doi.org/10.1080/00016357.2020.1759818>.
5. Huettig, F.; Kustermann, A.; Kuscu, E.; Geis-Gerstorfer, J.; Spintzyk, S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2017**, *75*, 175–179. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.07.019>.
6. Xu, X.; He, L.; Zhu, B.; Li, J.; Li, J. Advances in polymeric materials for dental applications. *Polym. Chem.* **2017**, *8*, 807–823. <https://doi.org/10.1039/c6py01957a>.
7. Wesemann, C.; Spies, B.C.; Schaefer, D.; Adali, U.; Beuer, F.; Pieralli, S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *114*, 104179. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104179>.
8. Mohammed, A.; Rahman, Q.; Uddin, W. Efficacy of the acrylic splint in the treatment of the internal disorder of the temporomandibular joint. *Bangladesh Med. Res.* **2016**, *42*, 72–77. <https://doi.org/10.3329/bmrcb.v42i2.32040>.
9. Berli, C.; Thieringer, F.M.; Sharma, N.; Müller, J.A.; Dedem, P.; Fischer, J.; Rohr, N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *124*, 780–786. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.10.024>.
10. Gibreel, M.; Perea-Lowery, L.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2021**, *124*, 104813. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104813>.
11. Venezia, P.; Muzio LL, O.; Furia CD, E.; Torsello, F. Digital manufacturing of occlusal splint: From intraoral scanning to 3D printing. *J. Osseointegration* **2019**, *11*, 2–6. <https://doi.org/10.23805/JO.2019.11.03.10>.
12. Rekow, E.D. Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dent. Mater.* **2020**, *36*, 9–24. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.08.103>.
13. Msallem, B.; Sharma, N.; Cao, S.; Halbeisen, F.S.; Zeilhofer, H.-F.; Thieringer, F.M. Evaluation of the dimensional accuracy of 3D-printed anatomical mandibular models using FFF, SLA, SLS, MJ, and BJ printing technology. *J. Clin. Med.* **2020**, *9*, 817. <https://doi.org/10.3390/jcm9030817>.
14. Dawood, A.; Marti, B.M.; Sauret-Jackson, V.; Darwood, A. 3D printing in dentistry. *Br. Dent. J.* **2015**, *219*, 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>.
15. Etemad-Shahidi, Y.; Qallandar, O.B.; Evenden, J.; Alifui-Segbaya, F.; Ahmed, K.E. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: A systematic review. *J. Clin. Med.* **2020**, *9*, 3357. <https://doi.org/10.3390/jcm9103357>.
16. Shaikh, S.S.; Nahar, P.; Shaikh, S.Y.; Sayed, A.J.; Ali Habibullah, M. Current perspectives of 3D printing in dental applications. *Braz. Dent. Sci.* **2021**, *24*, 1–9. <https://doi.org/10.14295/bds.2021.v24i3.2481>.
17. Wang, X.; Shujaat, S.; Shaheen, E.; Jacobs, R. Accuracy of desktop versus professional 3D printers for maxillofacial model production. A systematic review and meta-analysis. *J. Dent.* **2021**, *112*, 103741. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103741>.
18. Upadhyay, A.; Khayambashi, P.; Farooq, I.; Sabri, H. Dental 3D printing: Transferring the art from labs to clinics. *Polymers* **2021**, *13*, 157. <https://doi.org/10.3390/polym13010157>.

19. Yau, H.T.; Yang, T.J.; Lin, Y.K. Comparison of 3D printing and 5-axis milling for the production of electronic dental models from intraoral scanning. *Comput. Des. Appl.* **2016**, *13*, 32–38. <https://doi.org/10.1080/16864360.2015.1059186>.
20. Zafar, M.S. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers* **2020**, *12*, 2299. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>.
21. Lutz, A.-M.; Hampe, R.; Roos, M.; Lümekemann, N.; Eichberger, M.; Stawarczyk, B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional–printed occlusal devices. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 166–172. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.007>.
22. Schmeiser, F.; Baumert, U.; Stawarczyk, B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clin. Oral Investig.* **2022**, *26*, 5857–5866. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04543-5>.
23. Gibreel, M.; Perea-lowery, L.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. *J. Dent. Mater.* **2022**, *30*, 916–922. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-100>.
24. Patzelt, S.B.M.; Krügel, M.; Wesemann, C.; Pieralli, S.; Nold, J.; Spies, B.C.; Vach, K.; Kohal, R.-J. In Vitro Time Efficiency, Fit, and Wear of Conventionally-versus Digitally-Fabricated Occlusal Splints. *Materials* **2022**, *15*, 1085. <https://doi.org/10.3390/ma15031085>.
25. Rungrojwittayakul, O.; Kan, J.Y.; Shiozaki, K.; Swamidass, R.S.; Goodacre, B.J.; Goodacre, C.J.; Lozada, J.L. Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. *J. Prosthodont.* **2020**, *29*, 124–128. <https://doi.org/10.1111/jopr.13107>.
26. Prpic, V.; Slacanin, I.; Schauerl, Z.; Catic, A.; Dulcic, N.; Cimic, S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 955–959. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.022>.
27. Unkovskiy, A.; Bui, P.H.-B.; Schille, C.; Geis-Gerstorfer, J.; Huettig, F.; Spintzyk, S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>.
28. Sabbah, A.; Romanos, G.; Delgado-Ruiz, R. Impact of layer thickness and storage time on the properties of 3D-printed dental dies. *Materials* **2021**, *14*, 509. <https://doi.org/10.3390/ma14030509>.
29. Cornwell, C. Simulated Nighttime Grinding of 3D Printed Night Guards vs Lab Manufactured Night Guards. *Open Access J. Dent. Sci.* **2022**, *7*, 2–8. <https://doi.org/10.23880/oajds-16000325>.
30. de Paula Lopez V, Dias Corpa Tardelli J, Botelho AL, Marcondes Agnelli JA, Cândido Dos Reis A. Mechanical performance of 3-dimensionally printed resins compared with conventional and milled resins for the manufacture of occlusal devices: A systematic review. *J Prosthet Dent.* **2023** Jan 9:S0022-3913(22)00766-1. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.12.006.
31. Reyes-Sevilla, M.; Kuijs, R.H.; Werner, A.; Kleverlaan, C.J.; Lobbezoo, F. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. *J. Oral Rehabil.* **2018**, *45*, 539–544. <https://doi.org/10.1111/joor.12636>.
32. Herpel, C.; Kykal, J.; Rues, S.; Schwindling, F.S.; Rammelsberg, P.; Eberhard, L. Thermo-flexible resin for the 3D printing of occlusal splints: A randomized pilot trial. *J. Dent.* **2023**, *133*, 104514. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104514>.
33. Okeson, J.P. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, 8th ed.; Elsevier Health Sciences: Louisville, KY, USA, 2019; 512p.