

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Especialización en Operatoria Dental y Estética

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE FRACTURE RESISTANCE OF A POLYMERIC MATERIAL FOR 3D PRINTING AND A MILLED POLYMETHYLMETHACRYLATE MATERIAL AS INTERIM MATERIAL FOR FIXED PARTIAL DENTURES: NEW MATERIAL UPDATED

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


Autor:

Johanna Mireya Córdova Díaz

Andrea Isabel Merchán Cabrera

Director:

Cristian Gustavo Abad Coronel

ORCID:  0000-0002-5326-681X

Cuenca, Ecuador

2023-12-12

Resumen

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la resistencia a la fractura de una prótesis dental fija (FDP) temporal de tres unidades hecha de un nuevo material polimérico obtenido mediante una técnica aditiva (3DPP) utilizando el diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM), comparando con los resultados respectivos de las PDF temporales de polimetilmetacrilato (PMMA) obtenidas mediante una técnica sustractiva (fresado). Métodos: PDF de tres unidades se imprimieron en 3D usando un material polimérico ($n = 20$) o se fresaron usando polimetilmetacrilato ($n = 20$). Luego de un termociclado de 5000 ciclos a temperaturas extremas de $5\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $55\text{ }^{\circ}\text{C}$ en agua destilada, cada probeta fue sometida a una prueba de compresión en una máquina de ensayo universal a razón de $0,5\text{ mm/min}$ hasta que se produjo la falla, registrándose el valor en newtons (N). Resultados: Hubo diferencias estadísticamente significativas (valor $p < 0,005$) entre el material PMMA ($2104,7\text{ N}$; $DE = 178,97\text{ N}$) y 3DPP ($1000,8\text{ N}$; $DE = 196,4\text{ N}$). Conclusiones: La resistencia a la fractura de las PDF fabricadas a partir de PMMA fresado mostraron valores más altos de resistencia a la fractura. Sin embargo, la resistencia del 3DPP mostró valores aceptables bajo carga mecánica; este notable avance en la resistencia de los materiales impresos los consolida como una importante alternativa para su uso en restauraciones provisionales indirectas.

Palabras clave: PMMA, materiales impresos, materiales CAD/CAM, resistencia a la fractura, restauraciones provisionales.



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 aim of this study was to evaluate and compare the fracture resistance of a temporary three-unit fixed dental prosthesis (FDP) made of a new polymeric material obtained by an additive technique (3DPP) using a computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) system, comparing the prosthesis to the respective outcomes of temporary polymethylmethacrylate (PMMA) FDPs obtained by a subtractive technique (milling). **Methods:** Three-unit FDPs were 3D printed using a polymeric material (n = 20) or milled using polymethylmethacrylate (n = 20). After thermocycling at 5000 cycles at extreme temperatures of 5 °C and 55 °C in distilled water, each specimen was subjected to a compression test on a universal testing machine at a rate of 0.5 mm/min until failure occurred, recording the value in newtons (N). **Results:** There were statistically significant differences (p-value < 0.005) between the PMMA material (2104.7 N; SD = 178.97 N) and 3DPP (1000.8 N; SD = 196.4 N). **Conclusions:** The fracture resistance of the PDFs manufactured from milled PMMA showed higher values for fracture resistance. However, the resistance of the 3DPP showed acceptable values under mechanical load; this notable advance in the resistance of printed materials consolidates them as an important alternative to use in interim indirect restorations.

Keywords: PMMA, printed materials, CAD/CAM materials, fracture resistance, interim restorations



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

1. Introducción	7
2. Materiales y métodos.....	10
2.1. Preparación de la muestra	10
2.2. Prueba de resistencia a la fractura.....	13
2.3. Análisis estadístico.....	14
3. Resultados	14
4. Discusión	17
5. Conclusiones	21
6. Referencias.....	22

Índice de figuras

Figura 1 (a) Muestras fresadas de PMMA inmediatamente después de retirarlas de la unidad de molienda, (b) Muestras de polímero impresas en 3D inmediatamente después de retirarlas de la impresora 3D.....	11
Figura 2 Esquema de fabricación de muestras fresadas de PMMA.....	12
Figura 3 Esquema de fabricación de muestras de 3DPP.....	12
Figura 4 Modelo maestro fabricado a partir de una aleación de níquel-cromo sin berilio.	13
Figura 5 Muestra sobre el modelo maestro, fijado en la plataforma de la máquina de ensayo universal antes del ensayo de fractura.	13
Figura 6 Diagrama del proceso de termociclado y prueba de fractura.....	14
Figura 7 Resistencia promedio a la fractura del material polimérico impreso y PMMA fresado.	15
Figura 8 Diagrama de caja de la resistencia promedio a la fractura del material polimérico impreso y PMMA fresado.....	16
Figura 9 . Imágenes de la superficie de fractura de los materiales analizados. (a) fractura 3DPP; (b) detalles 3DPP del modo de fractura; (c) fractura de PMMA; (d) Detalles de PMMA del modo de fractura	17

Índice de tablas

Tabla 1 Materiales utilizados en el estudio	11
Tabla 2 Resultados descriptivos de resistencia a la fractura de materiales	15
Tabla 3 Prueba U de Mann-Whitney para simples independientes.....	16
Tabla 4 Resumen de artículos relacionados con el tema de estudio.	18

1. Introducción

Las restauraciones protésicas provisionales, temporales o de transición cumplen requisitos mecánicos, biológicos y estéticos como la protección de los tejidos dentales, la curación de los tejidos periodontales y periimplantarios, la ferulización periodontal, las prótesis posquirúrgicas, la prueba de ciertos parámetros estéticos y oclusales, la evaluación de procedimientos de higiene, como herramienta de comunicación interdisciplinaria y para contribuir a la comodidad y confianza del paciente [1,2].

Cuando el plan de tratamiento requiere rehabilitación oral completa, cambios oclusales extensos o prótesis implantosoportadas, puede ser necesario el uso de restauraciones temporales por un período de tiempo más largo [3]. En tales casos, las restauraciones se someten inmediatamente a una carga funcional, con valores de fuerza que oscilan entre 600 N y 750 N en los dientes posteriores y entre 120 N y 200 N en los dientes anteriores [4,5].

Los materiales utilizados en la fabricación de restauraciones protésicas temporales deben presentar un comportamiento mecánico adecuado. Una de las propiedades más importantes es la resistencia a la fractura, que se describe en el glosario de términos protésicos como “la tensión necesaria para que el material falle; representado por una línea trazada en un gráfico de tensión versus deformación; esta deformación puede ser menor que la fuerza máxima; es decir, la tensión máxima en una muestra antes de la falla del material” [6]. Una resistencia insuficiente a la fractura provoca la fractura de la restauración, ya que las cargas oclusales y las condiciones intraorales (a largo plazo) pueden hacer que se degraden y requieran reemplazo o reparación, causando incomodidad al paciente y pérdidas económicas [7,8].

Las restauraciones temporales se pueden fabricar mediante técnicas directas e indirectas convencionales; En tales técnicas, esencialmente, el contorno externo de la restauración temporal se duplica a partir de una matriz y la adaptación interna de la restauración se forma directamente sobre los dientes preparados, si se realiza una técnica directa, o en un modelo de yeso si se realiza la técnica indirecta. En estas técnicas convencionales existen desventajas, como sus limitadas propiedades mecánicas y la sensibilidad de la técnica durante los procesos de mezcla, fabricación y pulido [9,10]. Para superar las desventajas de los materiales convencionales, hoy en día, gracias a la tecnología CAD/CAM, se han desarrollado nuevos materiales y se han digitalizado y automatizado diversos flujos de trabajo [11]. Entre sus ventajas se encuentran la adquisición de imágenes precisas e instantáneas que pueden almacenarse digitalmente, la fácil duplicación de una restauración fracturada o faltante, la ejecución de procedimientos clínicos estandarizados, simples y repetibles, la

comodidad y el cumplimiento del paciente y el uso de piezas industriales homogéneas y bloques que muestran menos fallas y vacíos, lo que resulta en una mayor confiabilidad [10,12].

Entre los procedimientos CAD/CAM disponibles se encuentra la fabricación aditiva, que, a partir de una base de datos de diseño 3D, construye el objeto físico mediante la aplicación secuencial de finas capas de material [11]. En odontología, la fabricación aditiva generalmente emplea diferentes tecnologías como la estereolitografía (SLA), el procesamiento de luz digital (DLP), la fusión selectiva por láser (SLM), la sinterización selectiva por láser (SLS) y el modelado por deposición fundida (FDM). Uno de los métodos utilizados para fabricar coronas y puentes dentales es el método DLP, en el que un dispositivo de microespejo digital (DMD) crea la fuente de luz y la imagen. En este proceso, una tina de fotopolímero líquido se expone a la luz de un proyector DLP que muestra la imagen del modelo 3D [13,14]. Ha sido informado por Park et al., Lim et al. y Alam et al. que las restauraciones provisionales impresas en 3D tienen suficientes propiedades mecánicas para uso intraoral en comparación con las restauraciones provisionales fresadas y fabricadas convencionalmente. Por lo tanto, pueden considerarse como un método confiable para la fabricación de restauraciones provisionales con mejores propiedades mecánicas [15-17].

Otro proceso CAD/CAM es la fabricación sustractiva, que comienza con el diseño de una restauración virtual, cuyos datos se envían en un archivo a una fresadora que fabrica la restauración en el bloque o disco del material seleccionado mediante corte sustractivo automatizado [18]. La fresadora da la forma volumétrica al material y puede operar en condiciones húmedas o secas y moverse a lo largo de trayectorias definidas conocidas como ejes de fresado, que pueden ser de tres, cuatro o cinco ejes [19]. La producción sustractiva tiene la desventaja del desperdicio de material y la pobre reproducibilidad de geometrías más complejas debido a factores limitantes como el tamaño del cortador, la tolerancia y el rango de movimiento [20-23]. Al-Wahadni et al. concluyeron que las coronas fresadas CAD/CAM mostraron mayor resistencia a las fracturas que las coronas impresas con tecnología DLP. Mientras tanto, en el estudio de Taşın S, et al., se sugirió que estas restauraciones temporales, tanto impresas como fresadas, tienen mejores propiedades mecánicas que las fabricadas mediante técnicas convencionales. Este estudio recomienda además materiales fresados para tratamientos a largo plazo, debido a su alto potencial para disipar la energía destructiva de la fractura [24,25].

Entre los materiales de restauración temporal más utilizados con el método CAD/CAM sustractivo se encuentran los materiales poliméricos basados en PMMA. Estos polímeros muestran una mayor homogeneidad debido a la menor infiltración de contaminantes y

burbujas, así como a su mayor resistencia a la flexión (100 MPa), mayor módulo de elasticidad (3200 MPa) y mejor estabilidad del color [26-28]. Además, el proceso CAD/CAM previene la formación de una capa superficial de oxígeno inhibido y previene la contracción de la polimerización [29,30]. El PMMA procesado con CAD/CAM también se caracteriza por una liberación reducida de monómero, propiedades ópticas mejoradas y una fácil maquinabilidad [30].

Telio® CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) es un material en forma de bloques y discos de PMMA reticulado para la fabricación de provisionales de larga duración. Se trata de un material muy homogéneo compuesto de PMMA reticulado (99,5%) y pigmento (0,5%). Debido a su producción industrial como bloques CAD/CAM, no muestran contracción por polimerización [31].

Para el método aditivo, los materiales más utilizados son los materiales poliméricos, los cuales están compuestos principalmente por metacrilato de bisfenol A-glicidilo (Bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) y otros componentes como el dimetacrilato de trietilenglicol (TEG-DMA) para manejar su alto peso molecular, viscosidad y tasa de conversión [32]. Sin embargo, para mejorar las propiedades físicas y biológicas, se agregan micro y nanorellenos, que a su vez pueden causar efectos adversos como generación de poros, profundidad de curado limitada y disminución de la conversión de polimerización [33,34].

Un factor importante para la obtención de propiedades mecánicas adecuadas con este material es su grado de conversión [35]; en la impresión 3D la resina no se polimeriza completamente dentro del tanque, por lo que para eliminar cualquier fotoiniciador residual se requiere un posprocesamiento con una intensa exposición a los rayos ultravioleta [36].

La evolución de los materiales CAD/CAM en este momento es inexorable. Recientemente, se lanzó al mercado un nuevo material polimérico para impresión 3D, cuyo fabricante lo describe como “la primera resina restauradora nanocerámica híbrida clase II que presenta una combinación óptima de translucidez y opacidad para imitar la dentición natural. Es radiopaco, con propiedades mecánicas como resistencia a la flexión de 147 MPa y módulo de flexión de 7986 MPa. Está indicado para la fabricación de dientes artificiales para prótesis dentales, que se utilizan para: restauración provisional de arcada completa sobre implantes dentales, así como dientes para prótesis completas removibles” [37].

A pesar de que existen numerosos estudios que demuestran la superioridad de las restauraciones provisionales fabricadas mediante la técnica sustractiva, aún existen preocupaciones sobre sus limitaciones, como el alto costo de este tipo de fabricación, que limita su uso. El método aditivo es una forma alternativa de fabricar restauraciones

digitalmente y tiene ventajas sobre las restauraciones fresadas, como la producción en masa con poco desperdicio de material, el tiempo de fabricación reducido, el fácil acceso a materiales para la impresión 3D y la disponibilidad de impresoras 3D de bajo costo. Se han reportado las propiedades mecánicas de este tipo de fabricación; sin embargo, han mostrado resultados mixtos [15-17,24,25].

Además, la evolución de los materiales para la impresión 3D es inevitable y es necesario estudiar en profundidad materiales innovadores como la resina restauradora nanocerámica híbrida para ayudar a los profesionales a seleccionar los mejores materiales y técnicas para fabricar coronas temporales y PDF. Por esta razón, el objetivo de este estudio fue evaluar la resistencia a la fractura de una prótesis dental fija (FDP) temporal de tres unidades fabricada con un nuevo material polimérico obtenido mediante una técnica aditiva (3DPP), utilizando el diseño asistido por computadora y fabricación (CAD/CAM), y compararlo con los resultados respectivos de las PDF temporales de polimetilmetacrilato (PMMA) obtenidas mediante una técnica sustractiva (fresado).

2. Materiales y métodos

2.1. Preparación de la muestra

Se realizaron preparaciones para una prótesis dental fija (FDP) de tres unidades en un modelo que imita la estructura y características de la boca humana (tipodonto). Los pilares preparados fueron el primer premolar superior derecho y el primer molar superior derecho, y el diente reemplazado (póntico) fue el segundo premolar superior derecho. Para la preparación se siguió el siguiente protocolo: línea de terminación en chaflán, reducción oclusal de 2 mm, reducción axial de 1,5 mm con paralelismo entre paredes axiales de 6 grados y ángulos redondeados.

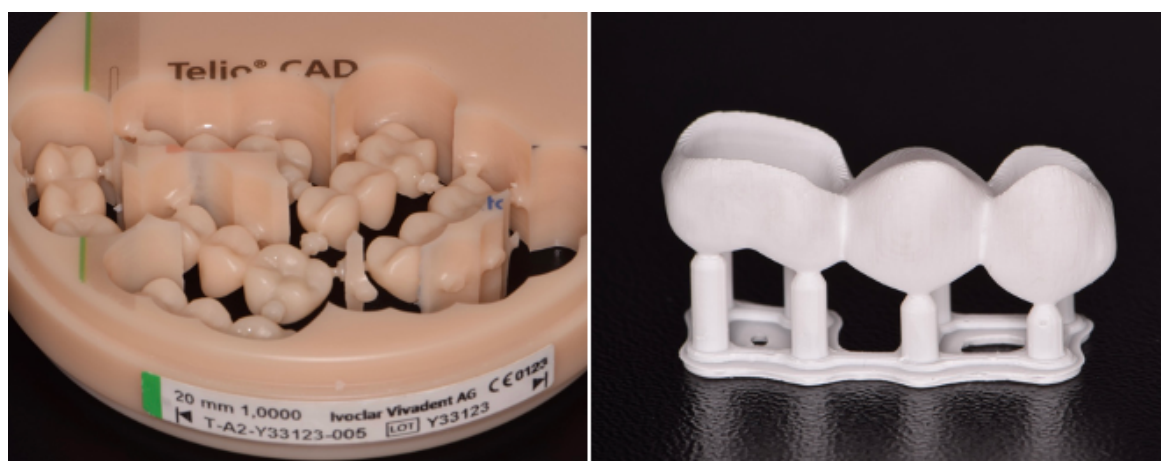
Posteriormente, se generaron 40 PDF utilizando los siguientes materiales y procedimientos (Tabla 1). Se obtuvo una impresión digital del tipodonto preparado utilizando un escáner intraoral (PrimeScan 2.0, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.). El modelo se digitalizó y se diseñó una restauración de tres unidades utilizando el modo biogénico (InLAB 20.0, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.). El diseño se transfirió mediante el software CAM (InLab CAM, 20, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.) a la unidad de fresado integrada (MCX5, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.) para obtener las muestras de PMMA (n = 20; Figuras 1 y 2). Para las muestras impresas en 3D, se transfirió el mismo diseño utilizando el software CAM (RayWare, SprintRay, Los Ángeles, CA, EE. UU.) a la impresora 3D (SprintRay Pro DLP 3D, Los Ángeles, CA, EE. UU.); esta impresora tiene una resolución XY de 55 o 95 micras y una energía luminosa de 28,8 mW/cm². El diseño de restauración

provisional se colocó con los dientes mirando hacia la plataforma de impresión y el plano oclusal paralelo a la plataforma de impresión. El algoritmo del software orientó y agregó soportes automáticamente y en la impresora se seleccionó la configuración de resina "OnX" y un espesor de capa de 100 µm. Se imprimieron las muestras (n = 20), se retiraron de la plataforma de impresión y se eliminaron todos los soportes.

Luego, las muestras impresas pasaron por un proceso de postproducción utilizando un sistema de lavado automatizado de múltiples etapas (Pro Wash/Dry, Sprintray, Los Ángeles, CA, EE. UU.) con alcohol isopropílico (IPA) al 91% y un sistema de fotopolimerización (ProCure 2, Sprintray, Los Ángeles, CA, EE. UU.) aplicando el perfil "Onx" preprogramado (Figuras 1 y 3).

Tabla 1 Materiales utilizados en el estudio

CAD/CAM Material	Material	Ref/Lote
ONX NanoCeramic Hybrid	Polímero impreso en 3D (3DPP)	S21K23XBL
Telio CAD	Polimetilmetacrilato de metilo (PMMA)	T-A2-Y33123-005



(a)

(b)

Figura 1 (a) Muestras fresadas de PMMA inmediatamente después de retirarlas de la unidad de molienda, (b) Muestras de polímero impresas en 3D inmediatamente después de retirarlas de la impresora 3D.

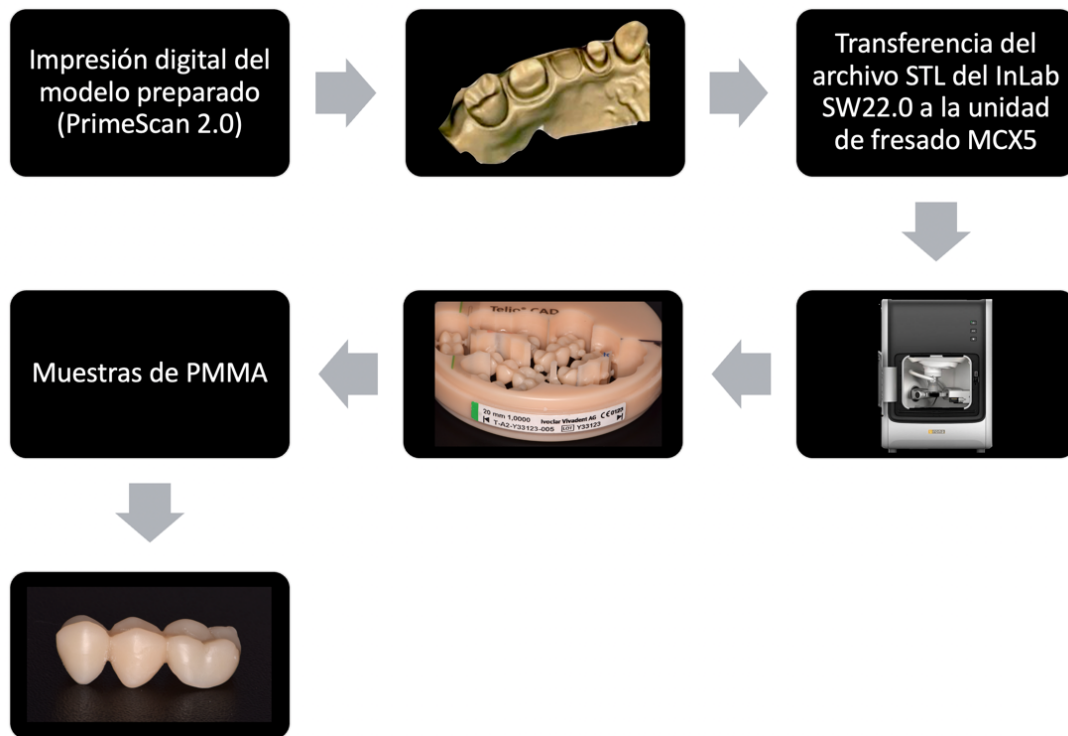


Figura 2 Esquema de fabricación de muestras fresadas de PMMA.

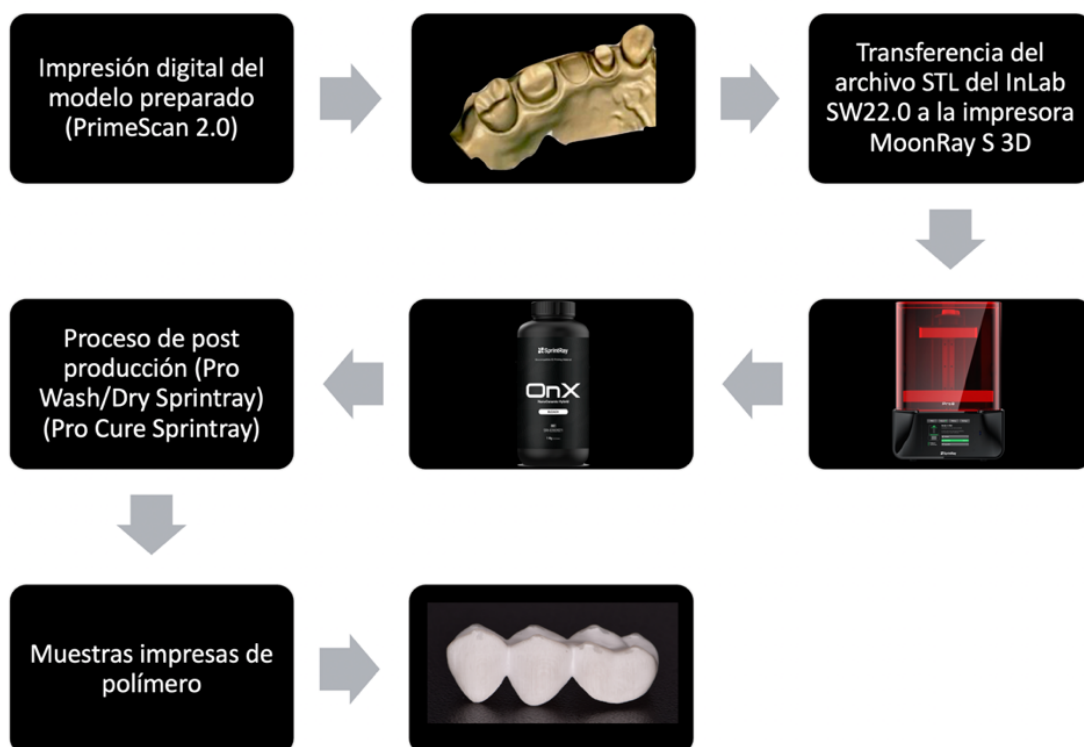


Figura 3 Esquema de fabricación de muestras de 3DPP.

Posteriormente, todas las muestras fueron sometidas a un proceso de termociclado, a 5000 ciclos con temperaturas extremas de 5 °C y 55 °C en agua destilada. El proceso se realizó en una unidad de termociclado computarizada (Thermocycler™, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania).

2.2. Prueba de resistencia a la fractura

Para la prueba de resistencia a la fractura, utilizando el escaneo inicial del tipodonte preparado, se fabricó un modelo maestro de tipodonte a partir de una aleación de níquel-cromo sin berilio (Wirona, Bego, Goldschlägerei, Bremen, Alemania; Figura 4). El tipodonte se fijó sobre la plataforma de la máquina de ensayo universal (Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine; Shimadzu, Tokio, Japón) y sobre ella se colocaron las probetas previamente inspeccionadas, sin agente cementante.



Figura 4 Modelo maestro fabricado a partir de una aleación de níquel-cromo sin berilio.

La probeta fue sometida a un ensayo de carga cuasiestática a una velocidad de 0,5 mm/min en dirección paralela al eje mayor del diente, con una precarga inicial de 10 N, utilizando una máquina de ensayo universal (Shimadzu serie AGS-X). Universal Testing Machine, Tokio, Japón) equipada con una celda de carga de 5 kN (Figuras 5-6).

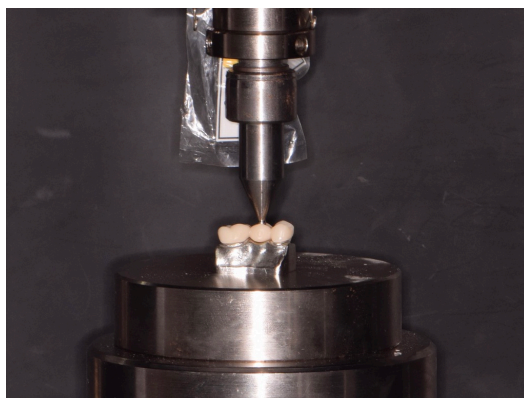


Figura 5 Muestra sobre el modelo maestro, fijado en la plataforma de la máquina de ensayo universal antes del ensayo de fractura.

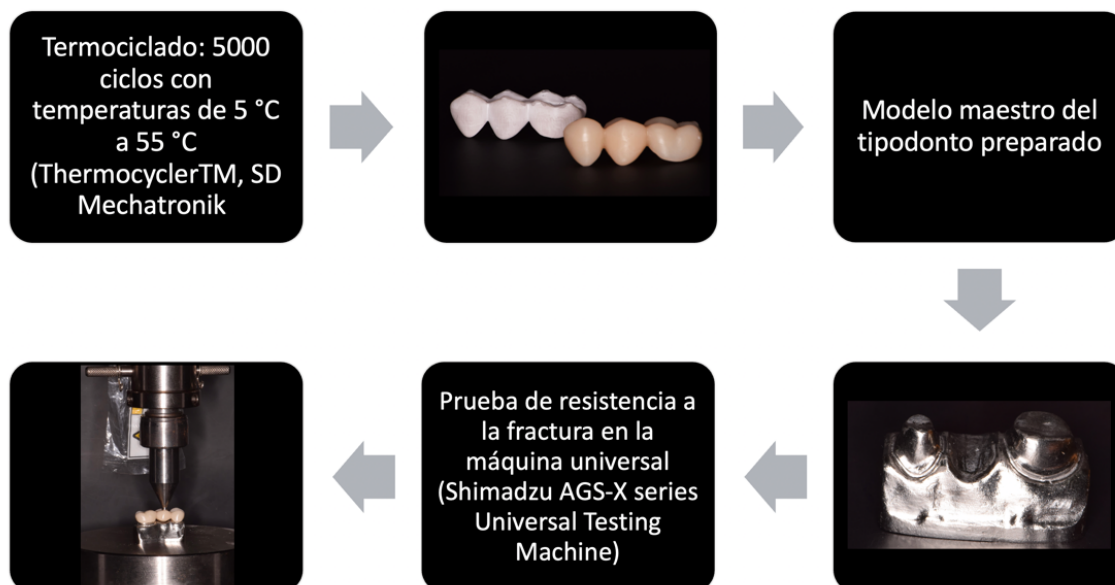


Figura 6 Diagrama del proceso de termociclado y prueba de fractura.

La carga se aplicó a través de un punzón piloto de acero endurecido con un radio de 3 mm aplicado en el foso central de la corona. La fuerza/desplazamiento de las muestras se determinó utilizando el software incorporado en el instrumento (Trapezium X Testing Software, Shimadzu, Tokio, Japón). Todas las muestras se cargaron hasta fracturarse y la fuerza de fractura se registró en Newtons (N).

2.3. Análisis estadístico

El análisis estadístico de la resistencia a la fractura de los materiales estudiados se realizó mediante software estadístico (SPSS; IBM Co., Nueva York, NY, EE. UU.). La normalidad de la distribución de los datos se comprobó con la prueba de Shapiro-Wilk; este resultado permitió el uso de la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney de muestras independientes. El nivel de significancia se fijó en $p < 0,05$.

3. Resultados

La estadística descriptiva mostró que los valores más altos de resistencia promedio a la fractura se registraron con el material PMMA, con una media de 2104,7 N (DE = 178,97), IC 95% (1882,5:2326,9); las mediciones mostraron baja dispersión (CV = 8.5%), el valor más bajo fue de 1829.5 N y el más alto de 2257.6 N. Mientras que la muestra con menor resistencia a la fractura fue con 3DPP, con un promedio de 1000.8 N (SD = 196.4 N), IC 95% (757,0 N:1244,8 N) y una mayor dispersión (CV = 19,6%), el valor mínimo y máximo de resistencia a la fractura alcanzado fue de 842,8 N y 1343,8 N, respectivamente (Tabla 2; Figura 7). Estos

resultados indicarían que existe una superioridad del PMMA fresado en términos de resistencia a la fractura en comparación con el material ONX utilizado en la impresión 3D. Además, los resultados de la dispersión del 3DPP indican que las mediciones están relativamente más alejadas de la media, mientras que los resultados del PMMA fresado tienen menos variabilidad.

Tabla 2 Resultados descriptivos de resistencia a la fractura de materiales

Descriptivos	PMMA	ONX
Media (DE)	2104,7 (178,97)	1000,8 (196,4)
IC95%	(1882,5;2326,9)	(757,0;1244,8)
CV	8,5%	19,6%
Valor mínimo	1829,5	842,8
Valor máximo	2253,6	1343,8

DE: desviación estándar; CV: Coeficiente de variación, IC95%: Intervalo de confianza al 95% para la media, unidad de medida Newton (N)

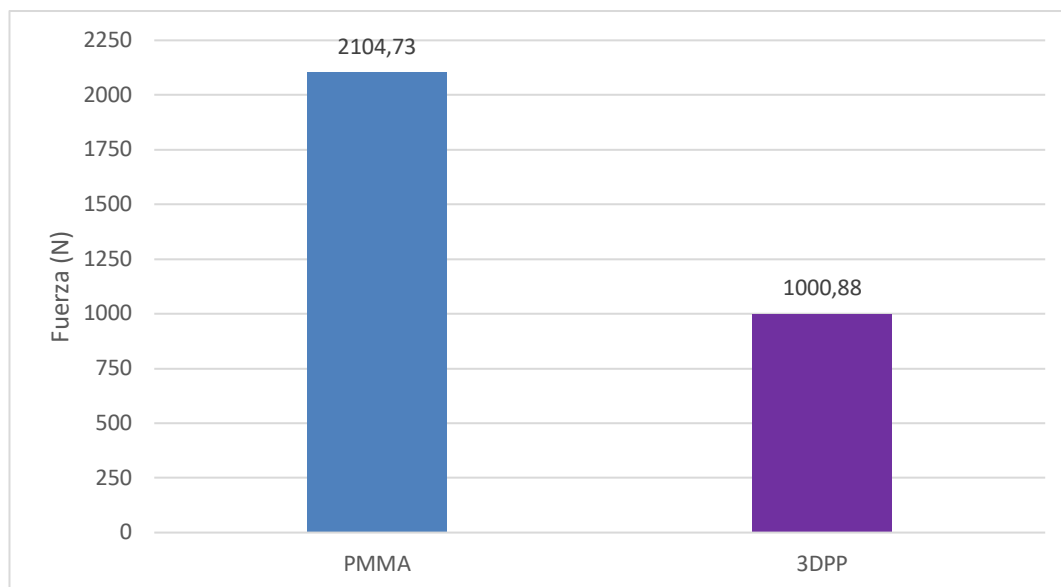


Figura 7 Resistencia promedio a la fractura del material polimérico impreso y PMMA fresado.

La Figura 8 muestra los cuartiles de las medidas de ambos materiales. El PMMA muestra que en el Cuartil 1, el 25% de los valores estuvieron por debajo de 1924,59 N; El Cuartil 2 (mediana) refleja que el 50% de las mediciones estuvieron por debajo de 2192,79 N y en el Cuartil 3 el 75% de las observaciones fueron inferiores a 2240,83 N. Con el material ONX, el

Cuartil 1 indicó que el 25% de los valores fueron inferiores a 884,2 N , el Cuartil 2 (mediana) mostró que el 50% de las mediciones estaban por debajo de 940,6 N y el Cuartil 3 mostró que el 75% de las observaciones estaban por debajo de 1147,7 N.

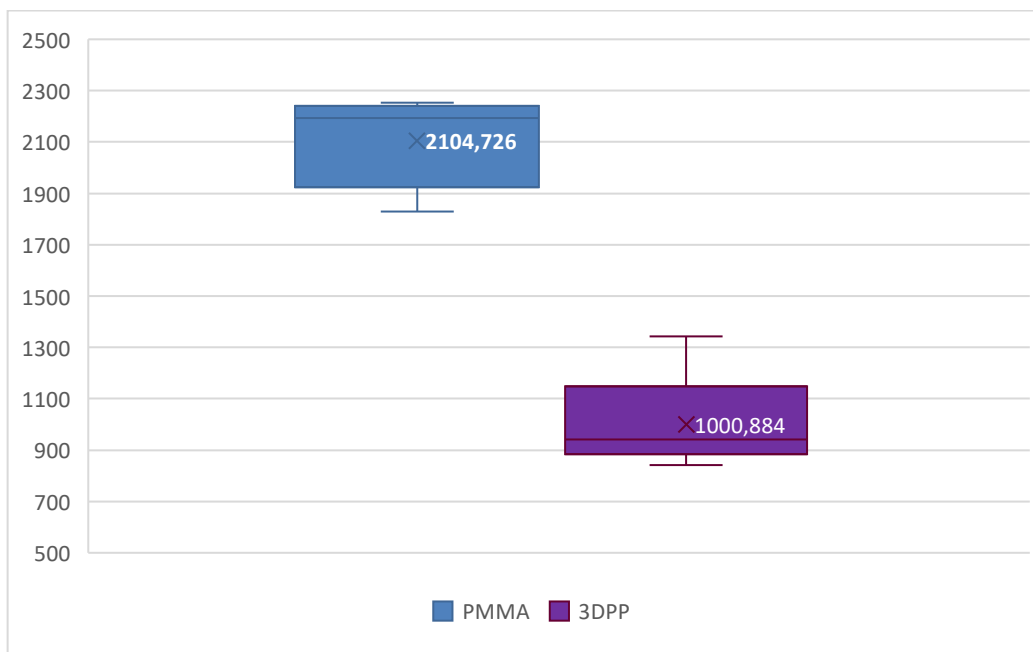


Figura 8 Diagrama de **caja de la resistencia promedio a la fractura del material polimérico impreso y PMMA fresado.**

Según los resultados mostrados en la Tabla 3, se rechazó la hipótesis nula ($W = 40,0$; valor de $p < 0,05$). En consecuencia, con un nivel de significancia del 5%, se concluyó que existía una diferencia significativa entre la resistencia promedio a la fractura de los materiales estudiados.

Tabla 3 Prueba U de Mann-Whitney para simples independientes

PMMA	3DPP	Estadístico	p-Value
2192.79 N	940.56 N	40	0.012

Nivel de significancia 5%.

El análisis fractográfico se realizó sobre la superficie de fractura de cada muestra. La superficie de fractura de las muestras después de la carga se observó y analizó utilizando un estereomicroscopio de alta resolución (Olympus; SZX7, Nueva York, NY, EE. UU.). Podemos observar que en el caso de las PDF 3DPP la fractura se localizó a nivel del pónico (segundo premolar); la fractura mostró una gran cantidad de fisuras verticales y horizontales (Figura 9a), mientras que en las PDF de PMMA la fractura ocurrió en la corona del pilar mesial, donde se observa una fractura limpia y definida (Figura 9b).

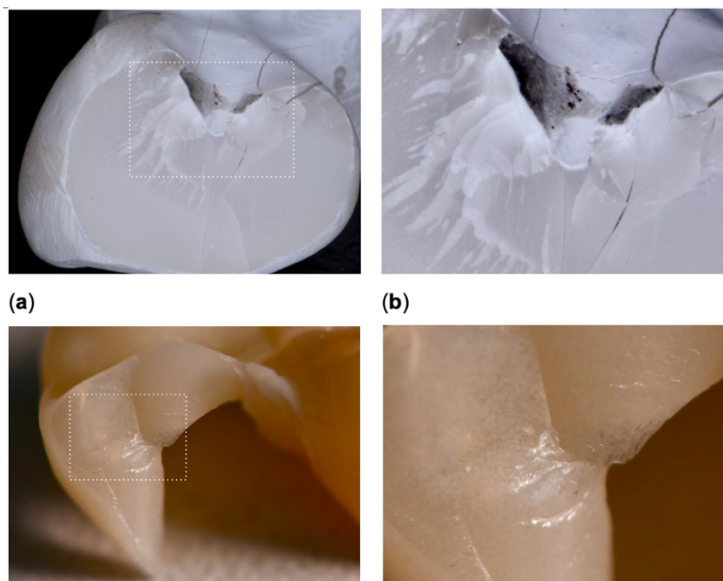


Figura 9 . Imágenes de la superficie de fractura de los materiales analizados. (a) fractura 3DPP; (b) detalles 3DPP del modo de fractura; (c) fractura de PMMA; (d) Detalles de PMMA del modo de fractura

4. Discusión

Los PDF temporales son fundamentales en los tratamientos de rehabilitación bucal; estos componentes deben satisfacer requisitos biológicos, estéticos y mecánicos. En cuanto a las propiedades mecánicas, la resistencia a cargas funcionales y fuerzas de tracción son de fundamental importancia. Por lo tanto, la selección del material adecuado para la fabricación de prótesis fijas temporales se considera fundamental en los tratamientos protésicos fijos [38]. Los tiempos de uso prolongado de más de 6 meses con prótesis hechas de algunos materiales pueden denominarse temporización a largo plazo. Según afirma la Sociedad Alemana de Ciencias Dentales, Bucles y Craneomandibulares (DGZMK), los provisionales de larga duración están indicados para tratamientos que impliquen cambios en la dimensión vertical, estética o fonética, para tratamientos protésicos paliativos en pacientes con cáncer y para acortar los tiempos de curación o explorar posibles dientes pilares con pronóstico incierto para un tratamiento restaurador definitivo. Todos estos objetivos pueden requerir prótesis temporales durante aproximadamente 1 año o incluso más [39].

En los últimos años, con los avances en la tecnología CAD/CAM, la fabricación indirecta de restauraciones temporales se ha vuelto más fácil, por lo que su uso clínico se ha generalizado cada vez más. Sin embargo, hasta el momento no ha habido suficiente evidencia científica que compare las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en este estudio (Tabla 4); por tal motivo, esta investigación se justificó con el objetivo de evaluar la resistencia a la fractura de restauraciones temporales fabricadas mediante tecnología CAD/CAM, tanto en

PMMA como en 3DPP. Este estudio planteó como hipótesis nula que no habría una diferencia significativa entre la resistencia a la fractura de las restauraciones temporales fabricadas en PMMA mediante el método de fresado y las restauraciones de resina fabricadas mediante el método de impresión 3D. Esta hipótesis fue rechazada, ya que evidenció una diferencia significativa entre la resistencia a la fractura de los dos materiales. Se demostró que las restauraciones de PMMA tenían una resistencia promedio a la fractura más alta, con una media de 2104,7 N, y las restauraciones de 3DPP mostraron un valor bajo de 1000,8 N. En un estudio de Suralik et al., se compararon las propiedades mecánicas de las prótesis impresas en 3D. con los de las restauraciones autopolimerizables y CAD-CAM. La resistencia a la fractura media del FDP de la resina impresa en 3D (408,49 N) difirió significativamente de la del PMMA fresado (294,64 N), lo que contrasta con los datos obtenidos en este estudio, ya que tanto el polímero impreso como el PMMA tenían valores considerablemente más altos: 1000,8 N y 2104,7 N, respectivamente. Aunque el diseño de la restauración fue el mismo, en el estudio de Suralik et al., se utilizó el uso de análogos (réplicas de implantes dentales insertadas en un modelo para duplicar la ubicación de un implante colocado en la boca) incrustados en tipodonto maestro metálico como pilares para la la restauración podría haber marcado la diferencia [40], ya que las propiedades mecánicas y de comportamiento de los tejidos dentales son muy diferentes de las del titanio, el material con el que se fabrican los análogos de los implantes.

Tabla 4 Resumen de artículos relacionados con el tema de estudio.

Author	Resistencia a la fractura/Restauraciones fresadas	Resistencia a la fractura/Restauraciones impresas
Presente estudio*	2104.7 N	1000.8 N
Suralik, et al. (2020) **[40]	294.64 N	408.49 N
Reeponmaha et al. (2020) ***[41]	953.60 N	1004.19 N
Henderson, et al. (2022) *[42]	729 N	520 N
Abad, et al. (2021) *[43]	1663.57 N	1437.74 N

* Prótesis Dentales Fijas de 3 unidades. **Prótesis Dentales Fijas Implantosoportadas. *** Coronas temporales individuales.

Reeponmaha evaluó la resistencia a la fractura de coronas temporales unitarias fabricadas con diferentes materiales y técnicas después de recibir estrés de una condición bucal simulada, obteniendo una resistencia máxima a la fractura de 953,60 N para Brylic Solid (PMMA fresado) y 1004,19 N para Freeprint Temp (resina impresa); aunque el valor del polímero impreso estuvo cerca del valor del presente estudio, la media del PMMA fresado

difirió, probablemente debido al diseño del FDP, el ajuste marginal y el espesor del material [41].

En el estudio de Henderson et al. se informaron los resultados de las cargas de falla promedio en un tiempo de almacenamiento de 24 h, con una velocidad de carga de 1 mm/min a 520 N para bisacrílico impreso en 3D y para PMMA a 729 N. Después de 30 días de almacenamiento a 100 % de humedad, la carga de falla de las prótesis temporales de PMMA fresadas y de bisacrílico impresas en 3D disminuyó significativamente; los autores esperaban esta disminución en las propiedades mecánicas de los materiales, ya que en otros lugares se informó que la reducción se explica por la absorción de agua y la consiguiente disolución e hidrólisis, lo que conduce a la descomposición gradual de la red polimérica [42]. Estos hechos, después de incluir las muestras en un proceso de termociclado, también podrían respaldar la baja resistencia a la fractura de los FDP impresos en 3D en este estudio. Esto implicaría que este material podría presentar características mecánicas óptimas en el corto plazo y con menores tensiones, por ejemplo, en restauraciones coronarias parciales o restauraciones fijas unitarias. Anteriormente, un estudio de Abad et al. compararon la resistencia a la fractura de restauraciones provisionales obtenidas mediante técnicas aditivas (impresiones 3D) y técnicas sustractivas (fresado) para una prótesis dental fija (FDP) de tres unidades utilizando la misma metodología que en el presente estudio, de modo que los valores son perfectamente comparable. Los resultados de las restauraciones provisionales del grupo de fresado mostraron una mayor resistencia a la fractura (1663,57 N) que las restauraciones provisionales obtenidas del grupo de resina microhíbrida fotopolimerizable (1437,74 N), hallazgos que están cerca de los valores medios de resistencia de ambos materiales [43]. Es importante resaltar, entonces, que el tipo de material impreso es relevante, incluso cuando se utilicen las mismas técnicas de estudio, procesamiento y posprocesamiento. Por lo tanto, es necesario enfatizar la importancia de realizar estudios independientes sobre cada material destinado a ser utilizado con fines restaurativos y protésicos. Además, la resistencia del material puede verse afectada por el material subyacente utilizado como matriz, que puede tener un módulo elástico mucho mayor y podría usarse intencionalmente para evaluar la resistencia única de los dos materiales en el mismo escenario.

Rayyan et al., en su estudio, mostraron valores superiores de resistencia a la fractura para los materiales CAD/CAM (Cercon 1289 N) frente a los polímeros convencionales, cuya resistencia disminuía notablemente, presentando valores muy inferiores (899 N). Los polímeros mecanizables mostraron buena supervivencia clínica y rentabilidad como materiales temporales; sin embargo, cabe señalar que en nuestro estudio los valores podrían ser mayores debido a la diferencia en el termociclado realizado en el estudio descrito

anteriormente, que consistió en 50.000 ciclos a temperaturas extremas de 5 a 60 °C en agua destilada [44].

Los resultados del análisis fractográfico del 3DPP FDP son similares a los obtenidos en el estudio de Grzebieluch et al., donde describen que ambas muestras elaboradas a partir de composites mecanizables e imprimibles muestran grietas y clara delaminación en su estructura material [45] . Los resultados del análisis fractográfico de las muestras de PMMA en el presente estudio no concuerdan con los de Peñate et al. y Cekic-Nagasy et al., quienes especificaron que el conector siempre fue el punto más débil en el grupo de PMMA molido [46,47].

La fractografía de los PDF 3DPP en el presente estudio mostró fracturas a nivel del pónico (segundo premolar); Este comportamiento de fractura no se observó en un estudio de Alkhateeb en PDF de resina NextDent impresos a 0° y 45° [48], ni en el estudio de Henderson, donde en los PDF de tres materiales, se observó fractura en el conector siguiente. al pilar distal [42].

Es importante resaltar que en este estudio el coeficiente de variación del PMMA fue bajo— 8.5%—lo que indica que al replicar los valores de resistencia a la fractura de este material, se observó que eran mucho más similares entre sí y eran menos dispersos en relación con la media. Mientras tanto, el 3DPP mostró un coeficiente de variación promedio de 19,6%, es decir, una mayor dispersión con relación al promedio, factor que debe ser tomado en cuenta para su interpretación y toma de decisiones.

El uso de PMMA como material para PDF temporales está respaldado por evidencia científica suficiente, así como por valores de resistencia a la fractura comparables a los obtenidos en el presente estudio [49], teniendo en cuenta que los valores de fractura excedieron las fuerzas masticatorias máximas en la región posterior de aproximadamente 900 N. A diferencia del método sustractivo, los resultados obtenidos en este estudio por el método aditivo son valores de resistencia a la fractura que, si bien son menores, aún podrían considerarse como una opción clínica ya que resisten la fuerza requerida durante la masticación [50]. Sin embargo, la industria de la impresión 3D está en continuo desarrollo, por lo que se recomienda estudiar el material sucesor de Sprinray, OnX Tough, una “resina cerámica híbrida” que ofrece ser cinco veces más resistente que las resinas de primera generación gracias a su tecnología de NanoFusion™, que permite un relleno de tamaño nanométrico más pequeño y distribuido más uniformemente [51].

Actualmente se están incorporando aditivos para modificar las propiedades mecánicas de las resinas utilizadas para la impresión 3D con fines médicos. Manapat et al. demostró un

enfoque que aprovecha la estructura metaestable y dependiente de la temperatura del óxido de grafeno (GO) para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas impresas en 3D convencionales producidas por estereolitografía (SLA) [52]. Lu Y et al. mostró una mejora significativa en la tenacidad a la fractura para muestras reforzadas con fibra de carbono producidas mediante impresión estereolitográfica tridimensional [53]. Gerdroodbar et al. investigó los efectos de la inclusión de Glass Beads (GB) en resina de fotopolímero a base de acrilato y su impresión 3D, y concluyó que estas resinas preparadas tenían las condiciones reológicas necesarias para ser utilizadas en impresoras 3D y que aumentaban los módulos de compresión y flexión. como resultado del efecto de las Coates Glass Beads (CGB) [54]. Sin duda, como lo confirman los contrastes con otros estudios, la fabricación aditiva (FA) de dispositivos protésicos tiene un efecto constante en la creación de prótesis desarrolladas en diversos campos además de la odontología, con propiedades mecánicas mejoradas [55].

Las limitaciones de este estudio incluyen el hecho de que la parte experimental fue in vitro y que no se utilizó cemento de fijación, lo que podría haber sido importante para estudiar sus efectos; esto podría haber creado menores fuerzas de flexión y un menor efecto de amortiguación entre las superficies probadas [56]. Otra limitación a considerar es el tipo de carga, ya que en el presente estudio se utilizaron cargas estáticas, mientras que durante la función masticatoria también se experimentan cargas dinámicas. Los estudios futuros deberán incluir factores que simulen el entorno bucal como la saliva, la dieta y los hábitos, entre otros.

Se sugieren estudios in vitro de otras propiedades como resistencia al desgaste, fatiga, dureza, micro y nanodureza, propiedades cromáticas y estabilidad del color.

Además, se requieren estudios clínicos a largo plazo para comprender mejor el comportamiento de diferentes materiales temporales para poder tomar mejores decisiones clínicas.

5. Conclusiones

La resistencia a la fractura de los PDF hechos de PMMA fresado mostró una mayor resistencia a la fractura en comparación con los 3DPP hechos del material polimérico impreso. De acuerdo a los resultados observados, ha habido un avance notable en la resistencia de los materiales impresos, mostrando valores aceptables bajo carga mecánica, lo que convierte a la técnica aditiva y la consolida como una alternativa importante para su uso en restauraciones indirectas provisionales y una opción prometedora. para la provisionalización a largo plazo en odontología protésica.

6. Referencias

1. Pantea, M.; Ciocoiu, R.C.; Greabu, M.; Ripszky Totan, A.; Imre, M.; Țâncu, A.M.C.; Sfeatcu, R.; Spînu, T.C.; Ilinca, R.; Petre, A.E. Compressive and Flexural Strength of 3D-Printed and Conventional Resins Designated for Interim Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Comparison. *Materials* 2022, 15, 3075. <https://doi.org/10.3390/ma15093075>.
2. Kadiyala, K.K.; Badisa, M.K.; Anne, G.; Anche, S.C.; Chiramana, S.; Muvva, S.B.; Zakkula, S.; Jyothula, R.R.D. Evaluation of Flexural Strength of Thermocycled Interim Resin Materials Used in Prosthetic Rehabilitation—An In-Vitro Study. *J. Clin. Diagn. Res. JCDR* 2016, 10, ZC91–ZC95. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/20020.8566>.
3. Mârțu, I.; Murariu, A.; Baci, E.R.; Savin, C.N.; Foia, I.; Tatarciuc, M.; Diaconu-Popa, D. An Interdisciplinary Study Regarding the Characteristics of Dental Resins Used for Temporary Bridges. *Medicina* 2022, 58, 811. <https://doi.org/10.3390/medicina58060811>.
4. Tortopidis, D.; Lyons, M.F.; Baxendale, R.H.; Gilmour, W.H. The Variability of Bite Force Measurement between Sessions, in Different Positions within the Dental Arch. *J. Oral Rehabil.* 1998, 25, 681–686. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00293.x>.
5. Peck, C.C. Biomechanics of Occlusion—Implications for Oral Rehabilitation. *J. Oral Rehabil.* 2016, 43, 205–214. <https://doi.org/10.1111/joor.12345>.
6. Ferro, K.J.; Morgano, S.M.; Driscoll, C.F.; Freilich, M.A.; Guckes, A.D.; Knoernschild, K.L.; McGarry, T.J. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J. Prosthet. Dent.* 2017, 117, C1-e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>.
7. ISO 10477:2020; Dentistry, Polymer based crown and veneering materials. Geneva, Switzerland. International Organization for Standardization. ISO Central Secretariat. Available online: <https://www.iso.org/standard/80007.html> (accessed on 3 April 2023).
8. Akiba, S.; Takamizawa, T.; Tsujimoto, A.; Moritake, N.; Ishii, R.; Barkmeier, W.W.; Latta, M.A.; Miyazaki, M. Influence of Different Curing Modes on Flexural Properties, Fracture Toughness, and Wear Behavior of Dual-Cure Provisional Resin-Based Composites. *Dent. Mater. J.* 2019, 38, 728–737. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-300>.
9. Tian, Y.; Chen, C.; Xu, X.; Wang, J.; Hou, X.; Li, K.; Lu, X.; Shi, H.; Lee, E.-S.; Jiang, H.B. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning* 2021, 2021, 9950131. <https://doi.org/10.1155/2021/9950131>.

10. Sari, T.; Usumez, A.; Strasser, T.; Şahinbas, A.; Rosentritt, M. Temporary Materials: Comparison of In Vivo and In Vitro Performance. *Clin. Oral Investig.* 2020, 24, 4061–4068. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03278-5>.
11. Kessler, A.; Hickel, R.; Reymus, M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper. Dent.* 2020, 45, 30–40. <https://doi.org/10.2341/18-229-L>.
12. Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures; Tamimi, F., Hirayama, H., Eds.; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2019. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-15974-0>.
13. Revilla-León, M.; Özcan, M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.* 2019, 28, 146–158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>.
14. Ryu, J.-E.; Kim, Y.-L.; Kong, H.-J.; Chang, H.-S.; Jung, J.-H. Marginal and Internal Fit of 3D Printed Provisional Crowns According to Build Directions. *J. Adv. Prosthodont.* 2020, 12, 225–232. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.225>.
15. Park, S.-M.; Park, J.-M.; Kim, S.-K.; Heo, S.-J.; Koak, J.-Y. Flexural Strength of 3D-Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses. *Materials* 2020, 13, E3970. <https://doi.org/10.3390/ma13183970>.
16. Lim, N.-K.; Shin, S.-Y. Bonding of Conventional Provisional Resin to 3D Printed Resin: The Role of Surface Treatments and Type of Repair Resins. *J. Adv. Prosthodont.* 2020, 12, 322–328. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.5.322>.
17. Alam, M.; Chugh, A.; Kumar, A.; Rathee, M.; Jain, P. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Anterior Provisional Restorations Fabricated Using Conventional and Digital Techniques—An in Vitro Study. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2022, 22, 361–367. https://doi.org/10.4103/jips.jips_547_21.
18. Abad Coronel, C.; Abad Coronel, C. Caracterización Microestructural y Propiedades Mecánicas de Materiales Dentales Utilizados Para Sistemas CAD/CAM. Available online: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/49664/> (accessed on 21 November 2022).
19. Abduo, J.; Lyons, K.; Bennamoun, M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *Int. J. Dent.* 2014, 2014, 783948. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>.

20. Berman, B. 3-D Printing: The New Industrial Revolution. *Bus. Horiz.* 2012, 55, 155–162. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2011.11.003>.
21. Mainjot, A.K.; Dupont, N.M.; Oudkerk, J.C.; Dewael, T.Y.; Sadoun, M.J. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J. Dent. Res.* 2016, 95, 487–495. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>.
22. Torabi, K.; Farjood, E.; Hamedani, S. Rapid Prototyping Technologies and Their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J. Dent.* 2015, 16, 1–9.
23. Goodacre, B.J.; Goodacre, C.J. Additive Manufacturing for Complete Denture Fabrication: A Narrative Review. *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.* 2022, 31, 47–51. <https://doi.org/10.1111/jopr.13426>.
24. Al-Wahadni, A.; Abu Rashed, B.O.; Al-Fodeh, R.; Tabanjah, A.; Hatamleh, M. Marginal and Internal Gaps, Surface Roughness and Fracture Resistance of Provisional Crowns Fabricated With 3D Printing and Milling Systems. *Oper. Dent.* 2023, 48, 464–471. <https://doi.org/10.2341/22-095-L>.
25. Taşın, S.; Ismatullaev, A. Comparative Evaluation of the Effect of Thermocycling on the Mechanical Properties of Convention-ally Polymerized, CAD-CAM Milled, and 3D-Printed Interim Materials. *J. Prosthet. Dent.* 2022, 127, 173.e1–173.e8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.020>.
26. Download Center: Ivoclar. Available online: https://www.ivoclar.com/en_us/downloadcenter/#dc=us&lang=en&search-text=Telio (accessed on 10 April 2023).
27. Lodding, D.W. Long-Term Esthetic Provisional Restorations in Dentistry. *Curr. Opin. Cosmet. Dent.* 1997, 4, 16–21.
28. Proussaefs, P. Immediate Provisionalization with a CAD/CAM Interim Abutment and Crown: A Guided Soft Tissue Healing Technique. *J. Prosthet. Dent.* 2015, 113, 91–95. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.003>.
29. Ender, A.; Bienz, S.; Mörmann, W.; Mehl, A.; Attin, T.; Stawarczyk, B. Marginal Adaptation, Fracture Load and Macroscopic Failure Mode of Adhesively Luted PMMA-Based CAD/CAM Inlays. *Dent. Mater.* 2016, 32, e22–e29. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.009>.

30. Alt, V.; Hannig, M.; Wöstmann, B.; Balkenhol, M. Fracture Strength of Temporary Fixed Partial Dentures: CAD/CAM versus Directly Fabricated Restorations. *Dent. Mater.* 2011, 27, 339–347. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.012>.
31. Telio CAD: Ivoclar. Available online: https://www.ivoclar.com/es_latam/products/digital-processes/telio-cad (accessed on 22 August 2023).
32. Tigmeanu, C.V.; Ardelean, L.C.; Rusu, L.-C.; Negrutiu, M.-L. Additive Manufactured Polymers in Dentistry, Current State-of-the-Art and Future Perspectives—A Review. *Polymers* 2022, 14, 3658. <https://doi.org/10.3390/polym14173658>.
33. de Castro, D.T.; da Valente, M.L.C.; Aires, C.P.; Alves, O.L.; Dos Reis, A.C. Elemental Ion Release and Cytotoxicity of Antimi-crobial Acrylic Resins Incorporated with Nanomaterial. *Gerodontology* 2017, 34, 320–325. <https://doi.org/10.1111/ger.12267>.
34. Aati, S.; Akram, Z.; Ngo, H.; Fawzy, A.S. Development of 3D Printed Resin Reinforced with Modified ZrO₂ Nanoparticles for Long-Term Provisional Dental Restorations. *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.* 2021, 37, e360–e374. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.02.010>.
35. Li, J.; Li, H.; Fok, A.S.L.; Watts, D.C. Multiple Correlations of Material Parameters of Light-Cured Dental Composites. *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.* 2009, 25, 829–836. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.03.011>.
36. Vitale, A.; Cabral, J.T. Frontal Conversion and Uniformity in 3D Printing by Photopolymerisation. *Materials* 2016, 9, 760. <https://doi.org/10.3390/ma9090760>.
37. SprintRay Inc. Dental 3D Printing Materials by SprintRay. Available online: <https://sprinray.com/dental-3d-printing-materials/> (accessed on 21 November 2022).
38. Digholkar, S.; Madhav, V.N.V.; Palaskar, J. Evaluation of the Flexural Strength and Microhardness of Provisional Crown and Bridge Materials Fabricated by Different Methods. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2016, 16, 328. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191288>.
39. Kumar, R.S.J.; Ramakrishnan, H.; Mahadevan, V.; Ns, A. Evaluation of the Flexural Strength of Cad/Cam Milled Polymethyl-methacryateand Rapid Prototype 3d Printed Resin for Long Term Provisional Restorations. *Acta Sci. Dent. Sci.* 2022, 6, 88–94. <https://doi.org/10.31080/ASDS.2022.06.1339>.

40. Suralik, K.; Sun, J.; Chen, C.-Y.; Lee, S. Effect of Fabrication Method on Fracture Strength of Provisional Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *Prosthesis* 2020, 2 (4), 325–332. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2040030>.
41. Reeponmaha, T.; Angwaravong, O.; Angwarawong, T. Comparison of Fracture Strength after Thermo-Mechanical Aging between Provisional Crowns Made with CAD/CAM and Conventional Method. *J. Adv. Prosthodont.* 2020, 12, 218. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.218>.
42. Henderson, J.Y.; Koriath, T.V.P.; Tantbirojn, D.; Versluis, A. Failure Load of Milled, 3D-Printed, and Conventional Chair-side-Dispensed Interim 3-Unit Fixed Dental Prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 2022, 127, 275.e1–275.e7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.005>.
43. Abad-Coronel, C.; Carrera, E.; Mena Córdova, N.; Fajardo, J.I.; Aliaga, P. Comparative Analysis of Fracture Resistance between CAD/CAM Materials for Interim Fixed Prosthesis. *Materials* 2021, 14, 7791. <https://doi.org/10.3390/ma14247791>.
44. Rayyan, M.M.; Aboushelib, M.; Sayed, N.M.; Ibrahim, A.; Jimbo, R. Comparison of Interim Restorations Fabricated by CAD/CAM with Those Fabricated Manually. *J. Prosthet. Dent.* 2015, 114, 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.007>.
45. Grzebieluch, W.; Kowalewski, P.; Grygier, D.; Rutkowska-Gorczyca, M.; Kozakiewicz, M.; Jurczyszyn, K. Printable and Ma-chinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application-Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. *Materials* 2021, 14, 4919. <https://doi.org/10.3390/ma14174919>.
46. Peñate, L.; Basilio, J.; Roig, M.; Mercadé, M. Comparative Study of Interim Materials for Direct Fixed Dental Prostheses and Their Fabrication with CAD/CAM Technique. *J. Prosthet. Dent.* 2015, 114, 248–253. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.023>.
47. Cekic-Nagas, I.; Egilmez, F.; Ergun, G.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Load-Bearing Capacity of Novel Resin-Based Fixed Dental Prosthesis Materials. *Dent. Mater. J.* 2018, 37, 49–58. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-367>.
48. Alkhateeb, R.I.; Algaoud, H.S.; Aldamanhori, R.B.; Alshubaili, R.R.; Alalawi, H.; Gad, M.M. Fracture Load of 3D-Printed In-terim Three-Unit Fixed Dental Prostheses: Impact of Printing Orientation and Post-Curing Time. *Polymers* 2023, 15, 1737. <https://doi.org/10.3390/polym15071737>.

49. Benli, M.; Eker-Gümüş, B.; Kahraman, Y.; Huck, O.; Özcan, M. Can Polylactic Acid Be a CAD/CAM Material for Provisional Crown Restorations in Terms of Fit and Fracture Strength? *Dent. Mater. J.* 2021, 40, 772–780. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-232>.
50. Pihut, M.; Wisniewska, G.; Majewski, P.; Gronkiewicz, K.; Majewski, S. Measurement of Occlusal Forces in the Therapy of Functional Disorders with the Use of Botulinum Toxin Type A. *J. Physiol. Pharmacol. Off. J. Pol. Physiol. Soc.* 2009, 60 (Suppl. 8), 113–116.
51. A Legacy of Resilience: Introducing OnX Tough - SprintRay Inc. <https://sprinray.com/onx-tough/> (accessed 2023-10-10).
52. Manapat, J.Z.; Mangadlao, J.D.; Tiu, B.D.B.; Tritchler, G.C.; Advincula, R.C. High-Strength Stereolithographic 3D Printed Nanocomposites: Graphene Oxide Metastability. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2017, 9, 10085–10093. <https://doi.org/10.1021/acsami.6b16174>.
53. Lu, Y.; Han, X.X.; Gleadall, A.; Zhao, L.-G. Fracture Toughness of Three-Dimensional Stereolithography Printed Polymer Re-inforced with Continuous Carbon Fibers. *3D Print. Addit. Manuf.* 2022, 9, 278–287. <https://doi.org/10.1089/3dp.2020.0310>.
54. Gerdroodbar, A.E.; Alihemmati, H.; Zeighami, M.; Bodaghi, M.; Kouzani, A.Z.; Pourabbas, B.; Zolfagharian, A. Vat Polymerization 3D Printing of Composite Acrylate Photopolymer-Based Coated Glass Beads. *Mater. Res. Express* 2023, 10, 085306. <https://doi.org/10.1088/2053-1591/acf1f2>.
55. Mohammadi, M.; Zolfagharian, A.; Bodaghi, M.; Xiang, Y.; Kouzani, A.Z. 4D Printing of Soft Orthoses for Tremor Suppression. *Bio-Des. Manuf.* 2022, 5, 786–807. <https://doi.org/10.1007/s42242-022-00199-y>.
56. Eisenburger, M.; Riechers, J.; Borchers, L.; Stiesch-Scholz, M. Load-Bearing Capacity of Direct Four Unit Provisional Composite Bridges with Fibre Reinforcement. *J. Oral Rehabil.* 2008, 35, 375–381. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01855.x>.