

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Carrera de Odontología

Análisis descriptivo de la resistencia a la fractura de un material CAD/CAM polimérico para prótesis fija plural temporal

Trabajo de titulación previo a la
obtención del título de Odontólogo.

Autores:

Ariana Lucía Bravo Lozano

Bryam Andrés Bernal Merchán

Director:

Cristian Gustavo Abad Coronel

ORCID: 0000-0002-5326-681X

Cuenca, Ecuador

2023-10-05

Resumen

Introducción: Una prótesis provisional se usa en prostodoncia para mejorar la estética, la estabilización y/o la función por un período limitado. SprintRay OnX es un material polimérico, es una resina de impresión 3D compuesta por partículas de nanocerámica híbrida de clase II, diseñada para la fabricación de prótesis dentales provisionales. **Objetivo:** Describir la propiedad de resistencia a la fractura de un material polimérico *SprintRay OnX*. **Materiales y métodos:** La muestra fue de 5 restauraciones provisionales fabricadas con el material polimérico de impresión 3D (SprintRayOnX) para prótesis dental fija de tres unidades. Se utilizó un troquel metálico y se realizó una impresión digital del modelo prefabricado mediante un escáner intraoral. Para la prueba de resistencia a la fractura, el tipodonto maestro se fijó en la plataforma de la máquina de prueba universal. El ensayo de fractura se realizó mediante el modo de compresión de carga aplicado oclusalmente sobre la superficie del pónico. Se recopilaron los datos del grupo de estudio para su análisis estadístico, el mismo que se realizó mediante un programa estadístico (SPSS v.25, IBM). **Resultados:** La media aritmética fue de 86,1194 N, la mediana de 82,2162 N. El valor máximo y mínimo fueron 114,6760 N y 73,1341 N respectivamente, con un rango de variación de 41,5419 N. La varianza fue 223,674 N y la desviación estándar de 14,9557317 N. **Conclusión:** Para el material CAD/CAM polimérico (SprintRay OnX) se reportó un valor de 86,1 N como media en cuanto a su resistencia a la fractura un promedio de 82,2162 N.

Palabras claves: prótesis fija, restauraciones temporales, sprintray onx, impresión 3d, resistencia a la fractura

Abstract

Introduction: A provisional prosthesis is used in prosthodontics to improve esthetics, determination and/or function for a limited period. SprintRay OnX is a polymeric material, it is a 3D printing resin composed of class II hybrid nanoceramic particles, designed for the manufacture of provisional dental prostheses. Objective: Describe the fracture toughness property of a SprintRay ONX polymeric material. Materials and methods: The sample consisted of 5 provisional restorations made with 3D printing polymeric material (SprintRayOnX) for three-unit fixed dental prostheses. A metallic die was used and a digital impression of the prefabricated model was made using an intraoral scanner. For the fracture resistance test, the master typodont was fixed on the platform of the universal testing machine. Fracture testing was performed using the occlusally applied load compression mode on the pontic surface. Data from the study group were collected for statistical analysis, which was performed using a statistical program (SPSS v.25, IBM). Results: The arithmetic mean was 86.1194 N and the median was 82.2162 N. The maximum and minimum values were 114.6760 N and 73.1341 N respectively, with a range of variation of 41.5419 N. The variance was 223.674 N and the standard deviation of 14.9557317 N. Conclusion: For the polymeric CAD/CAM material (SprintRay ONX), an average value of 86.1 Newtons was reported in terms of its fracture resistance, an average of 82.2162 Newtons.

Keywords: fixed prosthetics, temporary restorations, SprintRay OnX, 3D printing, fracture resistance.

Índice de contenidos

Resumen	2
Abstract	3
Índice de figuras	5
Dedicatoria	7
Dedicatoria	8
Agradecimientos	9
Capítulo I	10
1. Introducción	10
1.1 Planteamiento del problema y justificación	10
1.2 Marco teórico	10
1.2.1 Prótesis fija y restauraciones temporales	10
1.2.2 Materiales temporales	11
1.2.3 Resistencia a la fractura como propiedad de los materiales poliméricos para restauraciones temporales	12
1.2.3.1 Prueba de termociclado	12
1.2.4 Técnicas de fabricación de restauraciones provisionales	13
1.2.5 Odontología digital	14
1.2.6 Material polimérico para impresión 3d <i>Sprintray OnX</i>	15
1.3 Objetivo general	15
1.4 Objetivos específicos	15
Capítulo II	16
2. Metodología	16
2.1 Materiales y métodos	16
2.2 Variables de estudio	18
Capítulo III	19
3. Resultados	19
Capítulo IV	21
4. Discusión	21
Capítulo V	24
5. Conclusiones	24
Capítulo VI	25
6. Recomendaciones	25
Referencias	26
Anexos	31

Índice de figuras

Figura 1. Troquel metálico de preparaciones para prótesis fija plural	16
Figura 2. Muestras fabricadas con el material polimérico de impresión 3D (<i>SprintRayOnX</i>)	16
Figura 3. Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine; Shimadzu, Tokio, Japón.....	17
Figura 4. Muestras de la prótesis fija plural provisional sin agente de fijación.....	18
Figura 5. Fractura de una de las muestras de la prótesis fija plural provisional.	18
Figura 6. Valores de resistencia a la fractura de las 6 muestras.	19

Índice de tablas

Tabla 1. Valores de resistencia a la fractura de las 6 muestras.....	19
Tabla 2. Media aritmética de la resistencia a la fractura.....	20
Tabla 3. Medidas de dispersión (Varianza, Rango, Máximo y Mínimo)	20
Tabla 4. Valores de resistencia obtenidos por diferentes autores.	22

Dedicatoria

Le dedico el resultado de este trabajo a toda mi familia. Principalmente, a mis padres que me apoyaron y contuvieron en todos momentos malos. A mis abuelitas, gracias por enseñarme a afrontar las dificultades sin perder nunca la cabeza ni morir en el intento.

Me han enseñado a ser la persona que soy hoy, mis principios, mis valores, mi perseverancia y mi empeño. Todo esto con una enorme dosis de amor y sin pedir nada a cambio.

También quiero dedicarle este trabajo a mi compañero de viaje durante la mayor parte de mi carrera, Teodoro, mi amigo de cuatro patitas, por su amor y compañía.

Ariana Lucía Bravo Lozano

Dedicatoria

Todo este tiempo en la Universidad he sido apoyado de alguna u otra manera por varias personas que pasaron y que siguen siendo parte de mi vida, la manera en la supieron hacerme parte de las suyas es una de las cosas por las que estaré simplemente agradecido con la vida.

Esta larga batalla no hubiera sido posible sin la ayuda incondicional de mis padres, quienes fueron pilares fundamentales para no bajar la cabeza y seguir adelante con mi proyecto de vida. Mis hermanos, a quienes quiero y agradeceré siempre por ser otro pilar para que sea la persona que soy. A mis amigos, quienes forman parte de mi familia de una u otra manera, a todos ellos, les dedico este trabajo.

Bryam Andrés Bernal Merchán

Agradecimientos

Primeramente, a Dios, a nuestros familiares y amigos, por habernos apoyado durante este tiempo realizando este trabajo.

A nuestro director de Tesis, Dr. Cristian Abad Coronel, por brindarnos su acogida y ser nuestro guía incondicional.

A los estudiantes de posgrado, por darnos toda la ayuda posible y amistad brindada.

A cada uno de los miembros de la FOUC.

Ariana y Bryam

Capítulo I

1. Introducción

1.1 Planteamiento del problema y justificación

Según el glosario de términos de prostodoncia, una prótesis o restauración provisional se define como: “una prótesis dental fija o removible, o prótesis maxilofacial diseñada para mejorar la estética, la estabilización y/o la función por un período de tiempo limitado, luego del cual debe ser reemplazada por una prótesis dental o maxilofacial definitiva; a menudo, dichas prótesis se emplean con el propósito de evaluar la efectividad del tratamiento prescrito o para verificar la adecuación de la forma y desempeño de la prótesis definitiva planificada” (1).

Los materiales para provisionalización son utilizados ampliamente en el tratamiento rehabilitador durante la consulta. La incorporación de la impresión 3D lleva al desarrollo de nuevas técnicas para la fabricación de provisionales. Describir las características y la resistencia a la flexión de un material provisional polimérico que podría ser útil en la práctica diaria de nuestra profesión.

Dada la falta de estudios publicados a nivel nacional e internacional que contengan una descripción sobre las características y propiedades como la resistencia a la fractura del material polimérico CAD/CAM *SprintRay ONX* para prótesis fija plural temporal, se justificó la elaboración de este proyecto de investigación dada la importancia de evaluar los nuevos materiales y tecnologías modernas aplicadas en la provisionalización de prótesis fijas plurales.

1.2 Marco teórico

1.2.1 Prótesis fija y restauraciones temporales

Según el número de componentes, en prótesis fija, se puede mencionar a la corona individual sobre diente natural, corona individual sobre núcleo colado, PPF de 3 unidades en dientes natural, PPF de 3 unidades sobre núcleos colados, PPF 4 unidades, PPF 5 unidades, PPF Cantiléver, PPF Cantiléver sobre núcleos, PPF 6 unidades, incrustaciones. Cada una de ellas, necesitan de la fabricación de una restauración provisional, con la finalidad de proteger el tallado, mantener la estética, fonética, o incluso dar estabilidad oclusal (2).

El uso de restauraciones provisionales se enfoca en proteger la salud pulpar y periodontal, promover la cicatrización tisular guiada para lograr un perfil de emergencia aceptable, proporcionar un esquema oclusal adecuado y evaluar las relaciones maxilomandibulares (3).

Además, las PFPT deben cumplir ciertos requerimientos como la resistencia al desgaste y estética.

1.2.2 Materiales temporales

Para la selección del material provisional es importante basarse en sus propiedades mecánicas, físicas, biocompatibilidad y las complicaciones intraorales que pudiesen ocurrir como injurias químicas debido a la presencia de residuos de monómero y daño de origen térmico por una reacción de polimerización exotérmica (4). Las restauraciones provisionales con un margen sobreextendido traen como consecuencias recesiones e inflamación de la encía marginal (5).

Entre los materiales más comunes, utilizados para las restauraciones provisionales personalizadas, existen varios tipos de resinas acrílicas, como resinas de polimetilmetacrilato (PMMA), resinas de polietilmetacrilato (PEMA), resinas de polivinilmetacrilato, bis-resinas compuestas acrílicas y dimetacrilatos de uretano curados con luz visible (6). Los clínicos para evitar confusiones y contraindicaciones deben entonces conocer y seleccionar estos materiales dependiendo de la situación clínica (7).

Con respecto a los materiales impresos, dentro sus propiedades mecánicas más importantes, se encuentran la resistencia a la fractura, la resistencia a la flexión, el módulo elástico y la resistencia al desgaste, las mismas que son superiores en este tipo de materiales, en comparación con los materiales provisionales convencionales y fresados con CAD/CAM. Los materiales impresos 3D se fabrican mediante una técnica de capas; por lo tanto, existe un enlace químico entre las capas. Así mismo la orientación de construcción vertical hace que las capas se depositen perpendicularmente a la dirección de aplicación de la carga. Por lo tanto, estos materiales muestran propiedades mecánicas superiores en comparación con los impresos en orientación horizontal. El grosor de la capa durante el proceso de impresión también afecta las propiedades mecánicas de estos materiales. Después de la fabricación, los materiales impresos en 3D se someten a un postcurado, lo que aumenta el grado de conversión, que conlleva una menor cantidad de monómeros residuales y mejores propiedades mecánicas (8).

Los polímeros introducidos en 1937 incluyeron acrílicos de vinilo, poliestireno, resinas epoxi, policarbonatos, polietileno, acetato de polivinilo, polisulfuros, polisilicio, poliéteres y ácidos poliacrílicos. El principal uso de los polímeros ha sido la construcción de aparatos protésicos como las bases de dentaduras postizas. Sin embargo, también se utilizan en restauraciones, cementos, elásticos, patrones de incrustaciones, materiales de impresión, troqueles,

materiales temporales y cementos endodónticos. Dentro de sus propiedades mecánicas, al aplicar fuerzas al polímero, se produce una tensión que hace que los materiales se deformen o estiren desde su forma y tamaño originales por deformación elástica, deformación plástica o una combinación de ambas (9). Las cerámicas, otro tipo de material de interés, tiene diversas variedades en cuanto a su composición química, estructura y tipo de obtención del material. Así mismo, se clasifican en 3 grupos principalmente: cerámicas de matriz de resina (RMC), cerámicas de silicato y cerámicas de óxido (10). Una de las principales características de la cerámica es su alta resistencia, fragilidad, transparencia y dureza. Todas las restauraciones de cerámica realizadas con el sistema CAD/CAM se pueden utilizar tanto en el segmento posterior como en el anterior, zonas de alta estética, y cada año han adquirido popularidad. Sus principales ventajas incluyen biocompatibilidad, baja susceptibilidad a la adherencia de placa y estabilidad del color (11). Otros materiales como los híbridos, han sido introducidos recientemente como una nueva tecnología en la odontología restauradora para los sistemas CAD/CAM. Están destinados a proporcionar a los dentistas la capacidad de restaurar dientes individuales en una sola cita con un material que emula la estructura y las propiedades físicas de los dientes naturales. Esta clase de materiales ha recibido diversos nombres a lo largo de los años, debido a su composición y los métodos de fabricación usados para su obtención. Se los ha denominado híbridos debido a su combinación de materiales cerámicos y poliméricos (12).

1.2.3 Resistencia a la fractura como propiedad de los materiales poliméricos para restauraciones temporales

La resistencia a la fractura experimental de la mayoría de los materiales de ingeniería normalmente es entre 10 y 1000 veces menor que el valor teórico. La tenacidad de fractura es una medida de la resistencia del material a la fractura frágil cuando una grieta está presente, la misma que depende de factores como, temperatura, la velocidad de deformación y la microestructura (13). Esta medida se considera apropiada para determinar el rendimiento clínico de los biomateriales dentales. Estudios clínicos muestran que las restauraciones provisionales a menudo fallan, debido a la propagación de grietas que comienzan en la superficie de la restauración, cuya falla comienza submicroscópicamente (14).

1.2.3.1 Prueba de termociclado

En los estudios in vitro es muy frecuente someter a las muestras a un proceso de envejecimiento artificial acelerado denominado termociclado para tratar de asemejar lo más posible las condiciones a las que se encontrarían las restauraciones en la cavidad bucal. Así pues, el termociclado es el método más ampliamente aceptado en la literatura científica en

estudios in vitro, para reproducir tanto en las restauraciones como en piezas dentarias las tensiones dinámicas a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral, con lo que se busca reproducir el llamado estrés térmico (15)(16). Para poder llevar a cabo este proceso se sigue la normativa ISO 11405 (International Standards Organization, 1994) referida a todas las condiciones del termociclado:

Número de ciclos: 500

Temperatura: 5°C-55°C

Tiempo de permanencia \geq 20 s

Número de ciclos: 10000

Temperaturas y tiempo de permanencia: 35°C para 28 s, 15°C para 2 s, 35°C para 28s, 45°C para 2 s (17)

1.2.4 Técnicas de fabricación de restauraciones provisionales

Existen varias técnicas para la fabricación de restauraciones provisionales, como la provisionalización directa en boca; provisionales realizados de forma indirecta y; una técnica mixta en la que se combinan las técnicas mencionadas anteriormente. Entre las técnicas indirectas, se encuentran aquellas elaboradas mediante un sistema de diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM); a través de este flujo de trabajo digital se obtiene una prótesis provisional de alta calidad (5,7).

Los métodos de impresión 3D resultan difíciles de clasificar debido a la aparición constante de nuevos métodos y tecnologías. De una manera simple, se puede clasificar según su proceso de fabricación en 4 categorías generales: impresión por extrusión e impresión por inyección de tinta como Binder Jetting (BJ) y Material Jetting (MJ), fusión/sinterización por láser (SLS/SLM), estereolitografía y procesamiento de luz digital (SLA/DLP) (18,19). En resumen, en la impresión por extrusión, se dispensa un material desde una boquilla, en donde se realizan movimientos controlados por computadora en los 3 ejes (X, Y, Z) al igual que la impresión por inyección de tinta, con la diferencia que esta tecnología usa gotas de un fotopolímero del tamaño de un micrómetro (20,21). La fusión y la sinterización por láser (22), normalmente no dispensa un material desde una boquilla; sino que la alta temperatura de la luz láser se usa para sintetizar o soldar regiones específicas utilizando materiales en polvo (por ejemplo, poliamidas, policaprolactona, hidroxiapatita, acero inoxidable, titanio y Co/Cr) mientras una estación se mueve hacia arriba o hacia abajo y el material se agrega capa por capa, generando así una estructura 3D (18,19).

La estereolitografía (SLA) utiliza una resina líquida fotocurable (fotopolímero) como material de impresión (23). Su procesamiento consiste en la impresión de un modelo capa por capa utilizando resinas líquidas que son expuestas a fotopolimerización por medio de una fuente de láser ultravioleta (SLA) o bien a un proyector de luz visible (DLP). El primero requiere un movimiento del láser que va progresando a través de cada capa, lo que garantiza el fotocurado de toda una capa de resina, siendo un procedimiento de menor duración. De esta forma, la reticulación del polímero y su endurecimiento son promovidos por el rayo láser, que pertenece a la longitud de onda ultravioleta. Estas tecnologías de impresión SLA/DLP requieren un procesamiento posterior luego de que el modelo haya sido impreso, con la finalidad de evitar contracciones y distorsiones. Es por esto que se suele utilizar una solución de alcohol que elimina toda capa de resina que no haya sido fotocurada, luego, es necesario el uso de calor y luz ultravioleta para endurecer el modelo, en general, ubicado dentro de una cámara de iluminación (24,25,26). El procesamiento de luz digital (DLP) es una tecnología de impresión 3D muy similar al SLA, ya que utiliza un fotopolímero como material de impresión (27). La tecnología DLP utiliza un dispositivo de microespejo digital (DMD) para curar al fotopolímero y la luz de polimerización se proyecta sobre toda la capa, mientras que la tecnología SLA, usa un haz de láser puntual; resultando en un proceso más rápido con la primera (19).

1.2.5 Odontología digital

El enorme progreso de la odontología digital en la última década es innegable, especialmente desde el apareamiento de los sistemas CAD/CAM, que literalmente han creado una nueva modalidad de odontología clínica (28). Basándose en la nueva era de escaneo digital, la restauración puede ser diseñada y fabricada usando diseño avanzado y tecnologías de fabricación (29). Durante la última década, el uso de este sistema CAD/CAM se ha incrementado de forma significativa gracias a escáneres intraorales y de las tecnologías de diseño y fabricación, además de la presencia de materiales novedosos para restauraciones dentales (6). En un flujo de trabajo digital, la obtención del producto final a través del proceso CAM puede ser sustractiva o aditiva. Dentro del proceso sustractivo se encuentran el fresado y el tallado, métodos en los que se obtienen restauraciones a partir de un bloque o disco monolítico de un determinado material. Por otro lado, el proceso aditivo es un método de fabricación donde el producto final se obtiene acumulando consecutivamente capas de material, como lo hace el método de impresión 3D, en el cual un haz de luz concentrado se enfoca en la superficie de una plataforma y, a medida que el haz de luz atrae al objeto, el material se polimeriza (30).

1.2.6 Material polimérico para impresión 3d *SprintRay OnX*

SprintRay OnX como material polimérico, es una resina de impresión 3D compuesta por partículas de nanocerámica híbrida de clase II, diseñada para la fabricación de prótesis dentales provisionales. Su composición cerámica le brinda diferentes características consideradas óptimas como la translucidez y opacidad que logra imitar los tejidos dentales naturales, brindando una estética idónea. Su utilización por medio de impresión 3D, reduce el número de visitas clínicas y el tiempo de consulta, siendo cómodo para el paciente y para el clínico; además de simplificar el trabajo, ofrece provisionales precisos, estéticos y clínicamente aptos según su propósito. El fabricante menciona que SprintRay OnX es la primera resina impresa en 3D de tipo restauradora que es radiopaca; su contenido es alto de cerámica condensada y es altamente estético y fácil de caracterizar, obteniendo también un equilibrio entre su resistencia a la flexión y su módulo de elasticidad (31, 32).

1.3 Objetivo general

Describir las características del material CAD/CAM polimérico para prótesis fija plural (SprintRay ONX).

1.4 Objetivos específicos

Caracterizar la propiedad de resistencia a la fractura de material CAD/CAM polimérico para prótesis fija plural (SprintRay ONX).

Capítulo II

2. Metodología

2.1 Materiales y métodos

Se utilizó un troquel metálico con preparaciones para una prótesis dental fija (FDP) de tres unidades (Figura 1). El tipodonto con pilares en 14 y 16, y pónico en 15, se preparó mediante el siguiente protocolo: reducción oclusal de 2 mm, reducción axial de 1,5 mm, línea de terminación con chaflán liviano y paralelismo entre paredes axiales de 6 grados y bordes redondeados. Se obtuvieron 6 muestras fabricadas con el material polimérico de impresión 3D (SprintRayOnX) (Figura 2).



Figura 1. Troquel metálico de preparaciones para prótesis fija plural

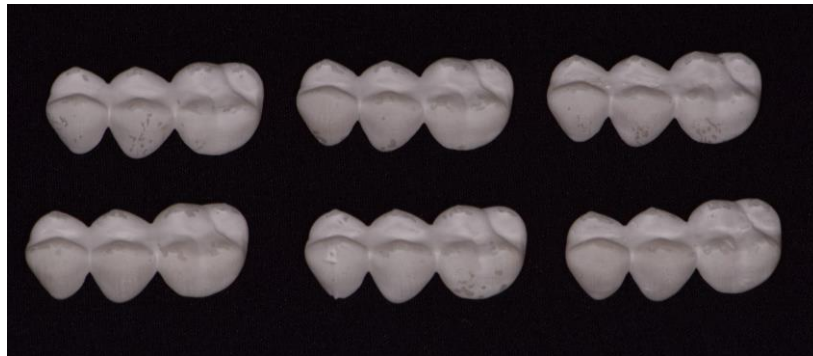


Figura 2. Muestras fabricadas con el material polimérico de impresión 3D (*SprintRayOnX*)

Se realizó una impresión digital del modelo prefabricado mediante un escáner intraoral (PrimeScan 2.0, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.). El modelo se digitalizó con un software de diseño (InLAB 20.0, Dentsply-Sirona, New York, NY, EE.UU.). Se diseñó una restauración indirecta de tres unidades utilizando una modalidad biogénica. El diseño se transfirió al software CAM de la impresora 3D (MoonRay S, SprintRay, Los Ángeles, CA, EE. UU.). Las muestras impresas pasaron por un proceso de postproducción, donde fueron

sumergidas y cepilladas con alcohol isopropílico al 90% y se sometieron a un proceso de fotopolimerización bajo luz UV (ultravioleta) durante 30 minutos.

Todas las muestras fueron sometidas a un proceso de termociclado; los ciclos utilizados fueron 5000 ciclos. Ciclo térmico con temperaturas extremas de 5°C y 55°C en agua destilada, se realizó en la unidad de termociclado computarizado (Thermocycler™, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Alemania).

Para la prueba de resistencia a la fractura, usando el escaneo inicial del tipodonto preparado, se calcinó y fabricó un tipodonto maestro con aleación de CoCr. El tipodonto maestro se fijó en la plataforma de la máquina de prueba universal (Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine; Shimadzu, Tokio, Japón) (Figura 3), sobre este se colocaron las muestras sin agente de fijación (Figura 4). Las muestras se inspeccionaron visualmente. El ensayo de fractura se realizó mediante el modo de compresión de carga aplicado oclusalmente sobre la superficie del pónico utilizando una esfera metálica de 3 mm de diámetro a una velocidad de 0,5 mm/min hasta que se produzca la falla (Figura 5). El máximo de la resistencia a la fractura se registró en newtons (N). Se recopilaron los datos del grupo de estudio para su análisis estadístico, el mismo que se realizó mediante un programa estadístico (SPSS v.25, IBM, New York, NY, EE. UU).

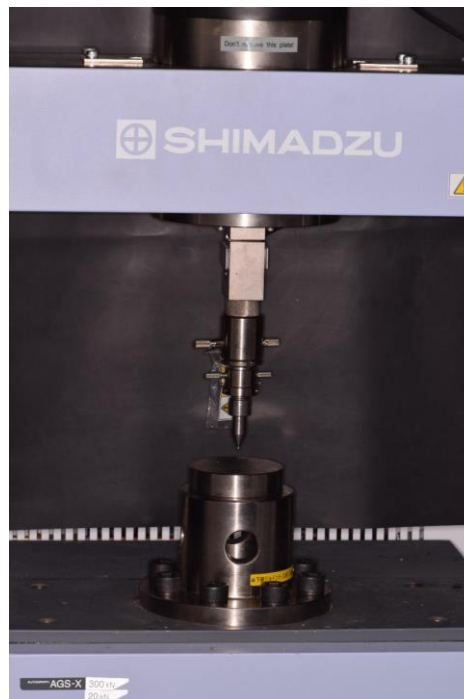


Figura 3. Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine; Shimadzu, Tokio, Japón



Figura 4. Muestras de la prótesis fija plural provisional sin agente de fijación

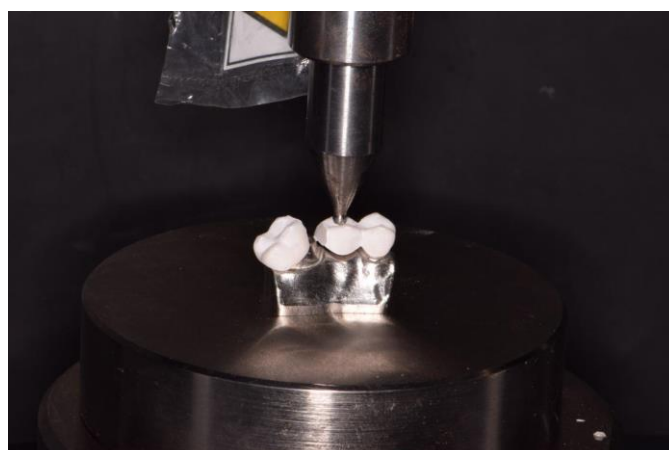


Figura 5. Fractura de una de las muestras de la prótesis fija plural provisional.

2.2 Variables de estudio

Variables: definición	Dimensión	Indicador	Escala	Tipo
Resistencia a la fractura “in vitro”: es el punto de deformación (punto de fractura) donde el material se separa físicamente.	Propiedad física	Análisis estadístico otorgada por estudiantes de la Especialización de Operatoria Dental y Estética Primera Cohorte del Centro de Posgrados de la Facultad de Odontología de la Universidad de Cuenca	Newtons (N)	Cuantitativa

Capítulo III

3. Resultados

A continuación, una vez realizada la prueba mecánica en la máquina de prueba universal *Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine*, se muestran los siguientes valores de resistencia a la fractura del material polimérico de impresión 3D (SprintRayOnX) en 6 probetas, cada valor obtenido fue analizado en el software estadístico SPSS v.25, IBM (Figura 6) (Tabla 1).

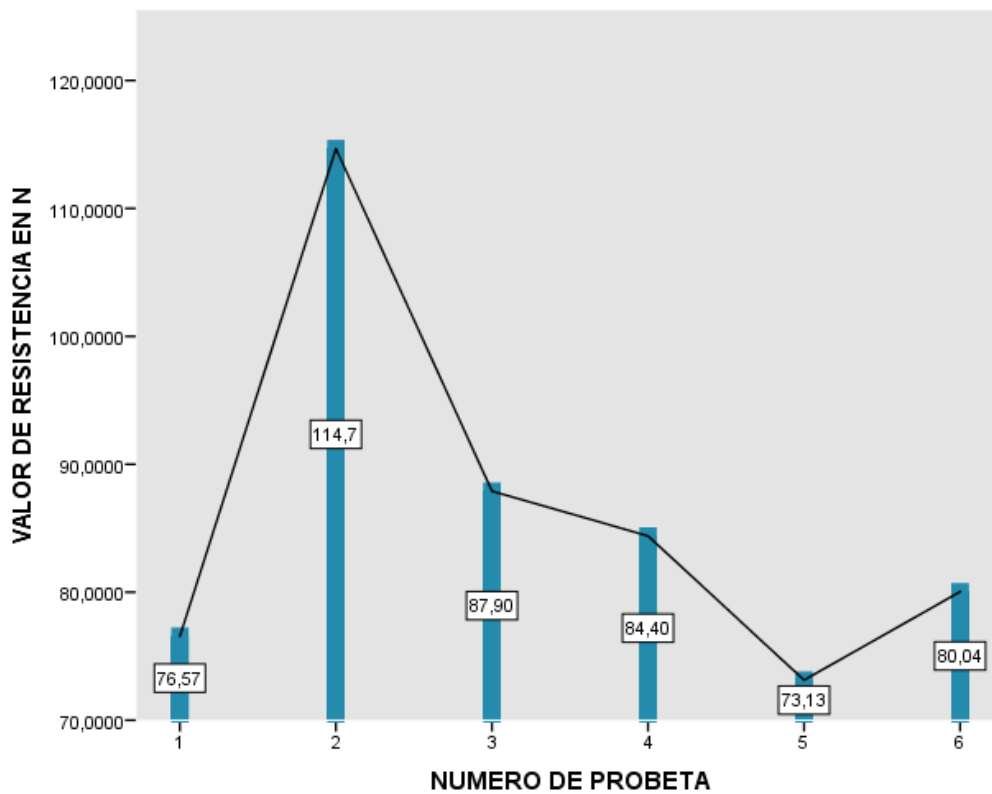


Figura 6. Valores de resistencia a la fractura de las 6 muestras.

		VALOR DE RESISTENCIA EN N
NUMERO DE PROBETA	1	76,5737
	2	114,6760
	3	87,9002
	4	84,3970
	5	73,1341
	6	80,0355

Tabla 1. Valores de resistencia a la fractura de las 6 muestras

Para la caracterización, se utilizó las medidas de tendencia central, y se obtuvo que la media aritmética obtenida de cada uno de los ensayos fue de 86,1194 Newtons. De igual manera, la mediana calculada fue de un valor de 82,2162 Newtons (Tabla 2).

Estadísticos		
VALOR DE RESISTENCIA EN N		
N	Válido	6
	Perdidos	0
Media		86,119417
Mediana		82,216250

Tabla 2. Media aritmética de la resistencia a la fractura.

Así mismo, con respecto a las medidas de dispersión, el valor máximo y valor mínimo de los ensayos fue de 114,6760 Newtons y 73,1341 Newtons respectivamente. El rango de variación calculado fue 41,5419 Newtons. Otro valor obtenido fue la varianza, que fue de 223,674 Newtons; y a su vez, el ensayo presentó una desviación estándar de 14,9557317 Newtons (Tabla 3)

Estadísticos		
VALOR DE RESISTENCIA EN N		
N	Válido	6
	Perdidos	0
Desviación estándar		14,9557317
Varianza		223,674
Rango		41,5419
Mínimo		73,1341
Máximo		114,6760

Tabla 3. Medidas de dispersión (Varianza, Rango, Máximo y Mínimo)

Capítulo IV

4. Discusión

Las prótesis fijas plurales (FDP) temporales son esenciales en los tratamientos restaurativos, estos componentes deben satisfacer requisitos biológicos, estéticos y mecánicos, dentro de estos últimos, la resistencia a las cargas funcionales y las fuerzas de tracción son las de radical importancia. Por lo tanto, la selección del material apropiado para la fabricación de restauraciones temporales fijas, se considera fundamental en el tratamiento con prótesis fija (35). Su duración puede variar para casos complejos, cuando se requiere estabilización ortodóncica, durante un tratamiento periodontal extenso y al realizar cambios en la dimensión vertical de oclusión (36). Están indicados para una aplicación a corto o mediano plazo, es decir, de semanas hasta 6 meses. En prostodoncia fija, es posible que se requiera una temporización de hasta 6 meses para enfoques quirúrgicos de dos pasos en odontología de implantes, por ejemplo. Los tiempos de uso prolongados de más de 6 meses con prótesis fabricadas con algunos materiales pueden denominarse temporalización a largo plazo. Según lo declarado por la Sociedad Alemana de Ciencias Dentales, Orales y Craneomandibulares (DGZMK), los provisionales a largo plazo están indicados para tratamientos que incluyen cambios de dimensión vertical, estética o fonética, para tratamientos prostodóncicos paliativos en pacientes con cáncer y para acortar el tiempo de curación o explorar dientes pilares potenciales con pronóstico incierto para el tratamiento restaurador definitivo. Todos estos objetivos pueden necesitar prótesis temporales por alrededor de 1 año o incluso más tiempo (33).

En el estudio de Suralik y cols., se compararon las propiedades mecánicas de las prótesis impresas en 3D con las de las restauraciones de autocurado y CAD-CAM. La fuerza media en la fractura de FDP de la resina impresa en 3D (408,49 N), lo que se contrasta con los datos obtenidos reportados este estudio, ya que el polímero impreso tuvo valores considerablemente menores (86,1 N) (34).

Reepomaha evaluó la resistencia a la fractura de coronas provisionales unitarias fabricadas con diferentes materiales y técnicas después de recibir estrés de una condición oral simulada, obteniendo una fuerza máxima en la fractura de 1004,19 N para Freeprint Temp (resina impresa), estos valores divergen con los valores de resistencia obtenidos en este estudio ya que se utilizaron FDP de 3 unidades por lo que las propiedades mecánicas de las restauraciones podrían verse influenciadas por el diseño de FDP, longitud del tramo, diseño del pilar, conectores y pónico y del espesor del material (35).

En el estudio de Abad y cols. se comparó la resistencia a la fractura de restauraciones provisionales obtenidas mediante técnicas aditivas (impresiones 3D) y técnicas sustractivas (fresado) de una prótesis dental fija (FDP) de tres unidades. 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), los valores del polímero impreso se alejan considerablemente de los valores reportados en el presente estudio (36). Es notable destacar entonces, que el tipo de material impreso es relevante, incluso usando la misma técnica de estudio, procesado y postprocesado. Por ello, es tan importante realizar estudios independientes de cada material que se pretenda utilizar para fines restauradores y protésicos.

Asimismo, la resistencia del material puede verse afectada por el material subyacente como muñón, con un módulo elástico mucho más alto, intencionalmente utilizado para evaluar la resistencia exclusiva de los dos materiales frente al mismo escenario.

Autor	Resistencia a la fractura/restauraciones impresas
Present study*	86,1 N
Abad, et al. (2021)*	1437.74 N
Suralik, et al. (2020)**	408,49 N
Reeponmaha et al. (2020)***	1004,19 N

Tabla 4. Valores de resistencia obtenidos por diferentes autores.

* Prótesis Dentales Fijas de 3 unidades

** Prótesis dentales fijas implantosoportadas

*** Corona temporal única

Mohammad y cols., en su estudio, presentó valores de 899 N en la resistencia a la fractura de materiales poliméricos convencionales (37), los cuales están por encima de los valores reportados en el presente estudio. Los polímeros maquinables muestran buena supervivencia clínica como material temporario. Para un tiempo prolongado de ejecución clínica, podría volverse rentable debido a una mayor reducción de costos del sistema CAD/CAM y una implementación cada vez mayor de flujo de trabajo digital, con materiales poliméricos (38).

La industria de impresión 3D se encuentra en continuo desarrollo, por lo que se recomienda estudiar al material sucesor de *Sprintray OnX Tough*, resina cerámica híbrida que ofrece ser 5 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 uniformemente distribuido (39).

Capítulo V

5. Conclusiones

El material CAD/CAM polimérico (SprintRay ONX) es una resina de impresión 3D, diseñada para la fabricación de prótesis dentales provisionales, presenta un excelente equilibrio entre su resistencia a la flexión y su módulo de elasticidad. En el presente estudio el valor reportado fue de 86.1 Newtons como media en cuanto a su resistencia a la fractura, obtenido a partir de muestras de prótesis fija plural. La mediana reportada en este estudio fue de 82,2162 Newton. Con respecto al valor máximo y valor mínimo de los ensayos fue de 114,6760 Newtons y 73,1341 Newtons respectivamente, demostrado que el material no presenta una estabilidad en sus valores de resistencia a la fractura.

Los valores obtenidos en diferentes estudios muestran que las resinas poliméricas impresas en 3D tienen valores mayores de resistencia a la fractura en comparación con la reportada en este estudio, esto se debe a la metodología utilizada en cada uno de ellos.

Capítulo VI

6. Recomendaciones

Se recomienda que se lleven a cabo estudios clínicos para analizar otras propiedades como la resistencia al desgaste, fatiga, dureza, micro y nanodureza, propiedades cromáticas y estabilidad de color para tomar decisiones clínicas acertadas de acuerdo con cada caso específico.

Referencias

1. Ferro K, Morgano S, Driscoll C, Freilich M, Guckes A, Knoernschil K et al. THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS. THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY. 2017 ;117:73. Available from: https://www.academyofprosthodontics.org/lib_ap_articles_download/GPT9.pdf
2. Zuluaga López ÓH. Evaluación funcional de las restauraciones protésicas fijas. Reporte de serie de casos. Universitas Odontológica. 2016;35(75).
3. PATRAS M, NAKA O, DOUKOUDAKIS S, PISSIOTIS A. Management of Provisional Restorations' Deficiencies: A Literature Review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2012;24(1):26-38. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1708-8240.2011.00467>.
4. Singla M, Padmaja K, Arora J, Shah A. Provisional Restorations in Fixed Prosthodontics. Int J Dent Med Res [Internet]. 2014;1(4):148-151. Available from: <http://www.ijohmr.com/upload/Provisional-Restorations-in-Fixed-Prosthodontics.pdf>
5. Al Jabbari Y, Al-Rasheed A, Smith J, Iacopino A. An indirect technique for assuring simplicity and marginal integrity of provisional restorations during full mouth rehabilitation. The Saudi Dental Journal [Internet]. 2013 ;25(1):39-42. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3723366/pdf/main.pdf>
6. Regish K, Sharma D, Prithviraj D. Techniques of Fabrication of Provisional Restoration: An Overview. pubmed. 2011. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22013441/>
7. Lambert H, Durand J, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. J Adv Prosthodont [Internet]. 2017 ;9(6):486-95. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5741454/pdf/jap-9-486.pdf>
8. Jain S, Sayed M, Shetty M, Alqahtani S, Al Wadei M, Gupta S et al. Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. Polymers. 2022;14(13):2691.
9. Samantaray R, Mohapatra A, Sekhar Da S, Nanda K, Bharadwaj S. Polymers used in Dentistry: An Overview Of Literature. Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology. 2020;14(4).

10. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research* [Internet]. 2014;93(12):1232-1234. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4462808/pdf/10.1177_0022034514553976.pdf
11. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials* [Internet]. 2021;14(7):1592. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/7/1592/html>
12. D. Horvath S. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium*. 2016;37(9).
13. Callister WD, Rethwisch DG, Solà Molera Pere, Ballesteros Salán Núria. *Ciencia E Ingeniería de Materiales*. Barcelona: Reverté; 2018.
14. Balkenhol M, Köhler H, Orbach K, Wöstmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. *Dental Materials*. 2009;25(7):917–28.
15. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*. 2013;29(1):59–84.
16. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;29:295–308.
17. Carreño Hernández MÁ. Estudio in vitro sobre la resistencia a la fractura y tipo de fallo de prótesis fijas adhesivas elaboradas con distintos materiales y diseños. [dissertation]. 2016.
18. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin A, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer C et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials* [Internet]. 2018; 34(2):192-200. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>
19. Scribante A, Gallo S, Pascadopoli M, Canzi P, Marconi S, Montasser M et al. Properties of CAD/CAM 3D Printing Dental Materials and Their Clinical Applications in

Orthodontics: Where Are We Now?. Applied Sciences [Internet]. 2022; 12(2):551. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/12/2/551/htm>

20. Panwar A, Tan L. Current Status of Bioinks for Micro-Extrusion-Based 3D Bioprinting. Molecules [Internet]. 2016; 21(6):685. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27231892/>
21. Chang C, Boland E, Williams S, Hoying J. Direct-write bioprinting three-dimensional biohybrid systems for future regenerative therapies. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials [Internet]. 2011;98B(1):160-170. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21504055/>
22. Ayyıldız S. The place of direct metal laser sintering (DMLS) in dentistry and the importance of annealing. Materials Science and Engineering: C [Internet]. 2015 ;52:343. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493115001988>
23. Bartkowiak T, Walkowiak-Śliziuk A. 3D printing technology in orthodontics – review of current applications. Journal of Stomatology [Internet]. 2018;71(4):356-364. Available from: <https://www.termedia.pl/3D-printing-technology-in-orthodontics-review-of-current-applications,137,36001,1,1.html>
24. Ligon S, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. Chemical Reviews [Internet]. 2017;117(15):10212-10290. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28756658/>
25. Alhnan M, Okwuosa T, Sadia M, Wan K, Ahmed W, Arafat B. Emergence of 3D Printed Dosage Forms: Opportunities and Challenges. Pharmaceutical Research [Internet]. 2016;33(8):1817-1832. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27194002/>
26. Chia H, Wu B. Recent advances in 3D printing of biomaterials. Journal of Biological Engineering [Internet]. 2015;9(1). Available from: <https://jbioleng.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13036-015-0001-4>
27. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. Journal of Healthcare Engineering [Internet];2017:1-9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29065652/>

28. Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun M. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *journals.sagepub*. 2016. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26933136/>
29. Li X, Xie B, Jin J, Chai Y, Chen Y. 3D Printing Temporary Crown and Bridge by Temperature Controlled Mask Image Projection Stereolithography [Internet]. *sciencedirect*. 2018. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2351978918308102>
30. Madhav V, Digholkar S, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [Internet]. 2016;16(4):328. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5062140/pdf/JIPS-16-328.pdf>
31. Dental 3D printing materials by Sprinray [Internet]. SprintRay Inc. SprintRay Web Team; 2021. Available from: <https://sprinray.com/dental-3d-printing-materials/#onx>
32. SprintRay OnX – A 3D Printing Resin to Revolutionize Dentistry [Internet]. SprintRay Inc. SprintRay Web Team; 2021. Available from: <https://sprinray.com/sprinray-onx-3dprinting-resin/>
33. Handel, G. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK.
34. 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>.
35. 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 (4), 218. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.218>.
36. 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. *Mater. Basel Switz.* **2021**, 14 (24), 7791. <https://doi.org/10.3390/ma14247791>.
37. 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 (3), 414–419.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.007>.

38. Van Noort, R. The Future of Dental Devices Is Digital. *Dent. Mater.* **2012**, 28 (1), 3–12.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>.

39. *Dental 3D Printing Materials by SprintRay*. <https://sprinray.com/dental-3d-printing-materials/#onx-tough> (accessed 2023-04-09).

Anexos

Document Information

Analyzed document TESIS FINAL 02-05-2023.docx (D165707995)

Submitted 5/2/2023 9:22:00 PM

Submitted by

Submitter email bryam.bernal98@ucuenca.edu.ec

Similarity 0%

Analysis address cristian.abad.ucuen@analysis.urkund.com