

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Especialización en Operatoria Dental y Estética

FRACTURE RESISTANCE ANALYSIS OF CAD/CAM INTERIM FIXED PROSTHODONTIC
MATERIALS: PMMA, GRAPHENE, ACETAL RESIN AND POLYSULFONE

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


Autor:

Marcia Carolina Calle Barros

Diana Gabriela Abril Ochoa

Director:

Cristian Gustavo Abad Coronel

ORCID: 0000-0002-5326-681X

Cuenca, Ecuador

2023-12-11

Resumen

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la resistencia a la fractura de restauraciones temporales hechas de polimetilmetacrilato (PMMA), PMMA modificado con grafeno (GRA), resina acetálica (AR) y polisulfona (PS) obtenidas mediante una técnica sustractiva (fresado) utilizando un sistema de diseño y fabricación asistido por ordenador (CAD/CAM) de una prótesis dental fija (FDP) de tres unidades. Métodos: Se fabricaron cuatro grupos de diez muestras para cada material. Cada muestra se caracterizó mediante una prueba de compresión en una máquina de prueba universal, todas las muestras se cargaron hasta fracturarse y el valor en Newtons (N) se registró mediante un software conectado a la máquina de prueba. El modo de fractura se evaluó en todas las muestras utilizando un estereomicroscopio. Resultados: Hubo diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$) entre PMMA y los otros tres materiales (PMMA:

1302,71 N; GRA: 1990,02 N; RA: 1796,20 N; PS: 2234,97). El PMMA presentó un valor significativamente menor que los demás materiales y el PS mostró el valor más alto. GRA y RA presentaron un rango de valores similar pero aún superiores a los de PMMA. Conclusiones: GRA, RA y PS se presentan como opciones válidas dentro de la gama de materiales restauradores fresados provisionalmente y como alternativas al PMMA.

Palabras clave: restauraciones provisionales, PMMA, grafeno, polisulfona, resina acetálica, propiedades mecánicas, Materiales CAD/CAM



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

The aim of this study was to evaluate and compare the fracture resistance of temporary restorations made of polymethylmethacrylate (PMMA), graphene-modified PMMA (GRA), acetal resin (AR) and polysulfone (PS) obtained by a subtractive technique (milling) using a computer- aided design and manufacturing (CAD/CAM) system of a three-unit fixed dental prosthesis (FDP). Meth- ods: Four groups of ten samples were fabricated for each material. Each specimen was characterized by a compression test on a universal testing machine, all specimens were loaded to fracture and the value in Newtons (N) was recorded by software connected to the testing machine. The fracture mode was evaluated on all samples using a stereomicroscope. Results: There were statistically significant differences (p value < 0.005) between PMMA and the other three materials (PMMA: 1302.71 N; GRA:1990.02 N; RA: 1796.20 N; PS: 2234.97). PMMA presented a significantly lower value than the other materials, and PS showed the highest value. GRA and RA presented a similar range of values but they were still higher than those of PMMA. Conclusions: GRA, RA and PS are presented as valid options within the range of interim milled restorative materials and as alternatives to PMMA.

Keywords: interim restoration, PMMA, graphene, polysulphone, acetalic resin, mechanical properties, CAD/CAM materials



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.....	9
2.1. Preparación de la muestra	9
2.2. Proceso de Escaneo, Diseño y Materialización de Muestras	10
2.3. Prueba de resistencia a la fractura	10
2.4. Test de compresión.....	10
2.5. Evaluación del modo de fractura.....	11
2.6. Procesamiento de datos y análisis estadístico	11
3. Resultados.....	12
3.1. Análisis descriptivo	12
3.2. Análisis inferencial	13
4. Discusión... ..	17
5. Conclusiones.....	20
Referencias	20

Índice de figuras

Figura 1. Esquema de la metodología utilizada en este estudio.....	11
Figura 2. Comparación de la fuerza de la fractura de GRA, RA, PMMA, y PS.	13
Figura 3. Comparación de la deformación de GRA, RA, PMMA, y PS.	13
Figura 4. Gráfico de la tenacidad media de materiales GRA, RA, PMMA, PS.	15
Figura 5. Gráfico de deformación media para materiales GRA, RA, PMMA, PS.	15
Figura 6. Curvas de la fuerza de desplazamiento de los diferentes materiales analizados: (a) PMMA; (b) FRA; (c) AR; (d) PD	15
Figura 7. Imágenes de las superficies de fractura de los diferentes materiales estudiados: (a) PMMA; (b) GRA; (C) RA y (d) PD.	16

Índice de Tabla

Tabla 1. Resumen de materiales utilizados en el estudio.	10
Tabla 2. Resumen descriptivo de la resistencia a la fractura y deformación de los cuatro materiales estudiados.	12
Tabla 3. Resumen de la prueba de comparación emparejada.	14

1. Introducción

Según el Glosario de Términos de Prostodoncia (GPT), una restauración provisional es una “prótesis dental fija o removible que está diseñada para mejorar la estética, la estabilidad y/o la función durante un período de tiempo específico, después del cual debe ser reemplazada por una permanente”. prótesis dental” [1]. Los objetivos de las restauraciones provisionales son el manejo de los tejidos blandos, la protección del complejo dentina-pulpar, la estabilidad del diente en la arcada y la evaluación de la forma y función masticatoria de las restauraciones planificadas en términos de eficiencia y estética.2–4]. La resistencia a la fractura es un parámetro importante para determinar la resistencia mecánica y la rigidez de un material, principalmente en la rehabilitación de secciones edéntulas, tiempos de tratamiento prolongados o en pacientes con hábitos parafuncionales.5–7]. La biocompatibilidad con el entorno bucal, así como la integración con los tejidos duros y blandos, son otras características importantes a considerar, ya que ciertos materiales pueden liberar componentes que son potencialmente tóxicos para el paciente.8]. Existen varias técnicas para la fabricación de restauraciones provisionales, incluyendo la técnica indirecta con el uso de CAD/CAM y métodos directos convencionales [9]. En un flujo de trabajo digital, la obtención del producto final mediante el proceso CAM puede ser sustractiva o aditiva. Dentro del proceso sustractivo se encuentran la molienda y la molienda, métodos en el que las restauraciones se obtienen a partir de un bloque o disco monolítico de un material determinado [10]. El método convencional de fabricación implica procedimientos de manipulación complejos y que requieren mucho tiempo con materiales sensibles a la técnica. Por ello, el uso de la tecnología CAD/CAM en odontología en la última década se ha vuelto más frecuente, superando las desventajas de los materiales y técnicas provisionales tradicionales y facilitando el método de producción, permitiendo tratamientos más eficientes con una amplia gama de materiales.11,12]. Los materiales a base de polímeros, como el PMMA, se encuentran entre los materiales CAD/CAM preferidos para las restauraciones temporales. Los bloques CAD/CAM de PMMA tienen estructuras reticuladas, lo que proporciona importantes ventajas sobre los polímeros convencionales. Sin embargo, sus principales desventajas para el uso a largo plazo son su pobre resistencia al desgaste, la contracción del volumen después de la polimerización, la falta de resistencia a la falla por fatiga y la adhesión microbiana.13,14]. Actualmente existe una mejora notable en la variedad de materiales a utilizar para las restauraciones temporales y sus propiedades fisicoquímicas. Esto proporciona al clínico un amplio abanico de posibilidades entre las que elegir a la hora de realizar tratamientos restaurativos. GRA, RA y PS son ejemplos de materiales con propiedades

mecánicas mejoradas [15, dieciséis]. El uso de estos materiales en la fabricación de restauraciones provisionales no está muy extendido; por lo que estudiarlos en profundidad justifica el desarrollo de esta investigación. 1.1. PMMA Es un polímero sintético obtenido por adición de radicales libres y polimerización de metacrilato de metilo a metacrilato de polimetilo. Este material se utiliza en medicina,

ingeniería y odontología. En estas últimas se utiliza en bases de prótesis parciales, prótesis totales, cubetas de impresión, dientes artificiales y coronas temporales, entre otros.9]. Varios estudios han demostrado que las propiedades del PMMA CAD/CAM superan las del PMMA fabricado convencionalmente en términos de dureza, resistencia a la flexión, resistencia al impacto, tenacidad a la fractura y durabilidad.8,17–20]. Sin embargo, el PMMA es un material con propiedades mecánicas reducidas, por lo que su uso está enfocado a la fabricación de restauraciones provisionales [21]. 1.2. Grafeno Es un nanomaterial que tiene átomos de carbono entre su estructura principal, con apariencia de panal bidimensional [15, dieciséis]. Se presenta en diferentes formas, como láminas de grafeno, óxido de grafeno (GO) y óxido de grafeno reducido (rGO). El óxido de grafeno es un material relativamente nuevo y la investigación sobre sus aplicaciones en odontología se encuentra en sus primeras etapas.22]. Las propiedades del GO, como su biocompatibilidad y biodegradabilidad, módulo de Young, disminución de la adhesión antimicrobiana, flexibilidad y transparencia, lo convierten en un material con potencial en prótesis. Aunque ya se utiliza clínicamente, existe poca información científica y los estudios clínicos basados en la resistencia a la fractura de este material son muy limitados.23–25]. Por lo tanto, es importante evaluar sus características físicas y químicas para garantizar su uso seguro y confiable, ya que se ha demostrado que agregar GO a los biomateriales puede mejorar potencialmente sus propiedades. Según algunos autores, la incorporación de nanotubos de carbono, como el GO, en resinas acrílicas puede mejorar sus propiedades mecánicas y disminuir el grado de contracción durante la polimerización.26–29]. Se ha informado que la incorporación de GO en PMMA mejora las propiedades físicas, mecánicas, químicas y biológicas de este material. El PMMA exhibe mejores efectos de adhesión antimicrobiana después de incorporar GO que los exhibidos por el PMMA solo, presentando una mayor hidrofobicidad.30,31]. GRA es un biopolímero reforzado con grafeno que ha llamado la atención por sus propiedades estéticas, mecánicas, eléctricas y térmicas; además, presenta características antimicrobianas y de biocompatibilidad [32]. Según las especificaciones de su empresa fabricante comercial, entre sus usos se encuentran coronas simples, puentes fijos con más de dos pñnticos, inlays, carillas, prótesis completas y

rehabilitaciones directas e implantosoportadas [33,34]. Sin embargo, no hay evidencias científicas o estudios que acrediten las declaraciones de la empresa comercial en cuanto a su comportamiento mecánico, que es una propiedad fundamental para cualquier restauración indirecta.

1.3. Resina acetálica También conocido como polioximetileno (POM), se forma por la polimerización de formaldehído y es un tecnopolímero termoplástico con estructura cristalina libre de monómeros. POM es una cadena de grupos metilo alternos unidos por una molécula de oxígeno [34]. Tiene propiedades favorables como alta resistencia a la abrasión y al impacto (69–122 J/m a 23°C), módulo de elasticidad bajo (2,9 a 3,5 kN/mm²), alta memoria elástica, baja conductividad térmica, resistencia a solventes orgánicos, aceites y agua, baja toxicidad y cambios de color cdespués de 300 h de termociclado [35,36]. Estas características, junto con un rendimiento estético notable, hacen de este material un sustituto de las resinas acrílicas y los metales en muchas aplicaciones protésicas. Además, al estar libre de monómeros, es una alternativa segura para pacientes alérgicos al PMMA. Tiene una porosidad mínima, por lo que resiste la acumulación de materiales biológicos y, a su vez, reduce el olor y las manchas.37–40]. En el ámbito odontológico, el uso más extendido de este material es en las Prótesis Parciales Removibles (DPR). En concreto, se ha utilizado en la fabricación de componentes tanto de retención como de soporte para mejorar la estética de las prótesis [18]. También puede ser una alternativa al Cr-Co en pacientes con reacciones alérgicas a esta aleación.41]. El uso de AR para la fabricación de restauraciones provisionales no está muy extendido. El uso de este material en el campo de las prótesis removibles se justifica por su alta resistencia a la fractura y su estabilidad cromática.

1.4. polisulfona Es un polímero termoplástico de alto rendimiento. Es amorfo y tiene una temperatura de transición vítrea de alrededor de 186 CO. Tiene alta rigidez y dureza debido a su aromaticidad y grupos sulfona en su composición. Este polímero se utiliza generalmente en aplicaciones biomédicas y medioambientales debido a su biocompatibilidad [42,43]. Respecto a esta característica, el requisito para que un material sea considerado biocompatible es que sea antibacteriano y esté libre de citotoxicidad. Estas características son importantes para su uso en la cavidad bucal, por lo que el PS sería un material prometedor para la elaboración de prótesis temporales.44,45]. En general, el uso de RA, GRA y PS para restauraciones provisionales no está muy extendido. Aunque estos materiales ya se utilizan clínicamente, existe escasa información científica y menos aún datos que demuestren su comportamiento mecánico. Por ello se considera importante estudiar su resistencia a la fractura, con el objetivo de evaluarlas como alternativas efectivas para las restauraciones provisionales CAD/CAM.

2. Materiales y Métodos

2.1. Preparación de la muestra

Se seleccionaron cuatro materiales poliméricos CAD/CAM para prótesis fijas temporales y se describen en la Tabla 1. **Tabla 1.** Resumen de materiales utilizados en el estudio.

Table 1. Summary of materials used in the study.

Product Name	Model	Batch	Color
PMMA	2112-A2-18	2021/31	A2
GRA	GCAM	22041120101	A1
RA	G5008	2/0141/00	A1
PS	GT MEDICAL PS	N/A	A3

2.2. Proceso de Escaneo, Diseño y Materialización de Muestras

Mediante un escáner (PrimeScan 2.0 Dentsply-Sirona, New York, NY, USA) se obtuvo una impresión digital del modelo prefabricado, preparado con el siguiente protocolo: 2 mm de reducción oclusal, 1,5 mm de reducción axial, línea de acabado con ligero biselado, Paralelismo entre paredes axiales de 6 grados y aristas redondeadas. El modelo se digitalizó con un software de diseño (InLAB SW 22.0- Dentsply-Sirona, Bensheim, Alemania). Se diseñó una restauración indirecta de tres unidades utilizando la modalidad biogénica. El diseño se transfirió a una unidad de fresado integrada (MCX5, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, EE. UU.) para obtener las muestras (norte=40).

2.3. Prueba de resistencia a la fractura

Se molió y preparó un troquel maestro de metal fundido obtenido del escaneo inicial del tipodonte original para respaldar las pruebas de cada corona provisional. Las coronas fijas temporales sostenidas por el troquel de metal se fijaron en la plataforma de la máquina de prueba universal (Máquina de prueba universal de la serie Shimadzu AGS-X; Shimadzu, Tokio, Japón).

2.4. Test de compresión

La muestra se sometió a una prueba de carga cuasiestática a una velocidad de 0,5 mm/min con una dirección paralela al eje mayor del diente con una precarga inicial de 10 N utilizando una máquina de prueba universal (Shimadzu serie AGS-X Universal Testing). Máquina; Shimadzu, Tokio, Japón.) equipada con una celda de carga de 5 kN. La carga se aplicó a través de un punzón piloto de acero endurecido con un radio de 3 mm aplicado en la fosa central de la corona. La fuerza/ desplazamiento de las muestras se determinó utilizando el software incorporado en ese 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).

2.5. Evaluación del modo de fractura

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.).

La tabla 1 muestra un esquema de la metodología utilizada para este estudio.

2.6. Procesamiento de datos y análisis estadístico

Los datos fueron recolectados en una hoja de datos (EXCEL, Microsoft, Nueva York, NY, EE. UU.) para análisis estadístico descriptivo e inferencial. Se utilizó un software estadístico (SPSS versión 27, Nueva York, NY, EE. UU.) para procesar los resultados. Se utilizó estadística descriptiva para evaluar la resistencia a la fractura y la deformación de las restauraciones provisionales realizadas en PMMA, GRA, RA y PS mediante tecnología digital. Para realizar una comparación entre los cuatro materiales estudiados, determinando cuál de ellos tenía mejores propiedades de resistencia a la fractura y desplazamiento, se utilizó una prueba no paramétrica con el estadístico de Kruskal-Wallis con un nivel de significancia del 5%.

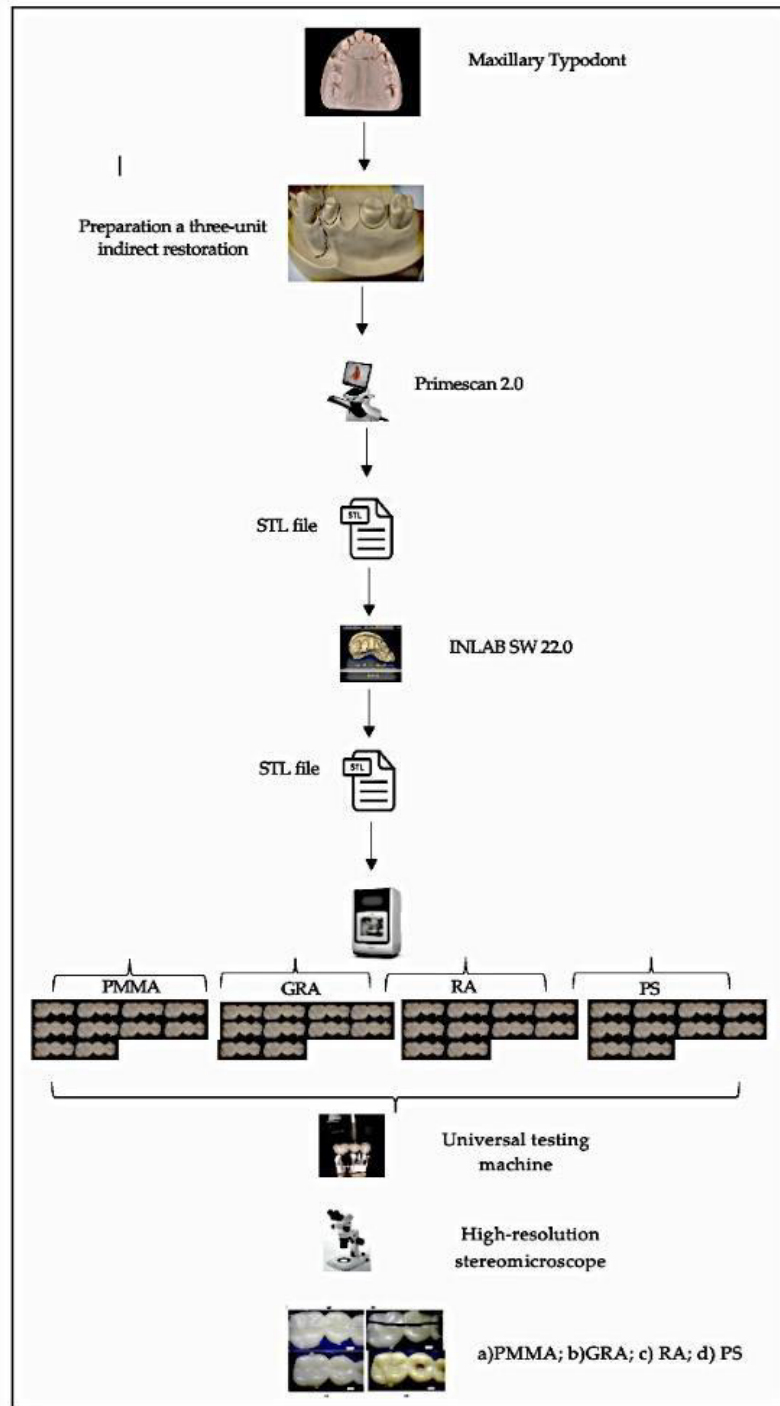


Figura 1. Esquema de la metodología utilizada en este estudio.

3. Resultados

3.1. Análisis descriptivo

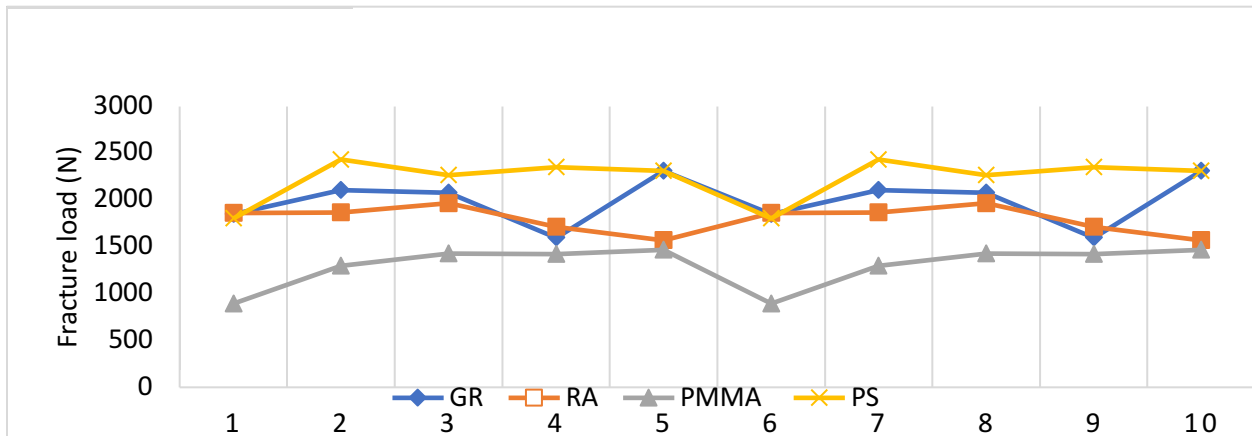
La **Tabla 2** muestra un análisis descriptivo de las variables para estudiar la resistencia a la fractura de restauraciones provisionales CAD/CAM de los cuatro materiales estudiados.

Tabla 2. Resumen descriptivo de la resistencia a la fractura y deformación de los cuatro materiales estudiados.

Grupo	Estadística	Fuerza (N)	Deformación
GRA		1990.02	22.43
			2.27
	Desviación Estándar	257,54	10,10%
			18.61
	CV*	12,90%	25.2 (20.8;
	Mínimo		24.1)
	Máximo	1597.58	35.43
			7.16
	Intervalo de confianza 95%		20,20%
		2312.32 (1805.8;	25.47
		2174.3)	44,9 (30,3;
			40,5)
			16,75
			1,98
		11,80%	
		13.02	
		17,98 (15.3;	
		18.2)	
		55,62	
		6.73	
		12,10%	
		43.17	
		61.2 (50,8;	
		60,4)	
		1302.71	
Desviación Estándar	223.04		

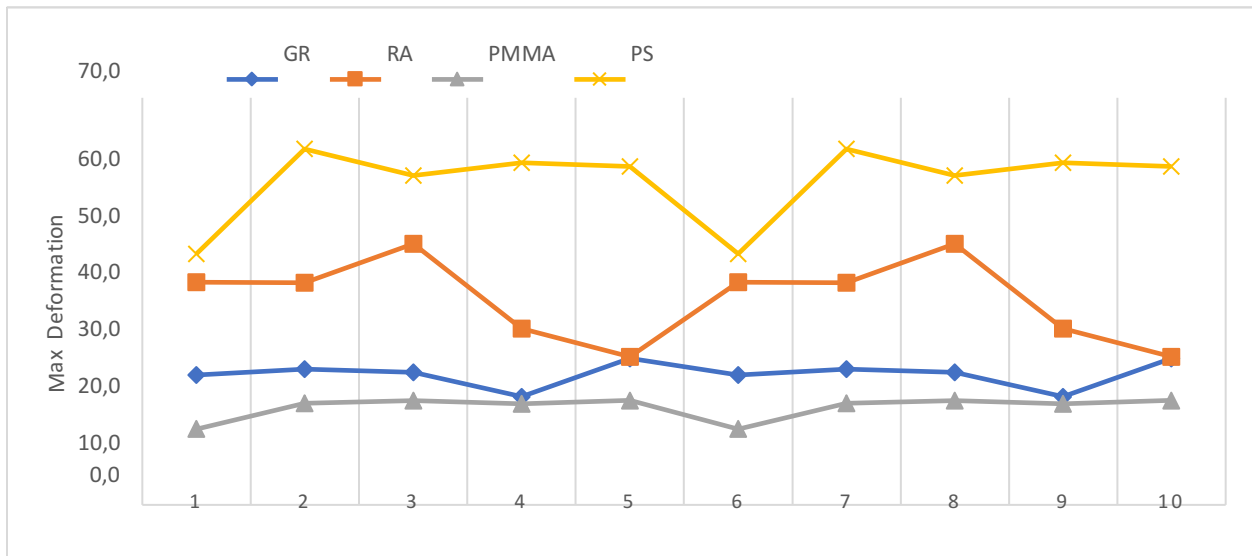
La **figura 2** muestra la distribución de las mediciones de resistencia a la fractura obtenidas de los diferentes materiales, donde el PMMA mostró valores más bajos que los otros tres materiales, los cuales mostraron un comportamiento similar en las mediciones.

Figura 2. Comparación de la fuerza de la fractura de GRA, RA, PMMA, y PS.



La Figura 3 muestra la distribución de las medidas de deformación máxima obtenidas de los diferentes materiales, donde el material PMMA mostró valores más bajos que los otros materiales y, los valores de deformación con el material PS fueron mayores.

Figura 3. Comparación de la deformación de GRA, RA, PMMA, y PS.



3.2. Análisis inferencial

Los resultados, considerando la variable fuerza, fueron significativos (p -valor $< 0,005$), por lo que se rechazó la hipótesis nula. Los resultados en la tabla 3 indican que hubo diferencias estadísticamente significativas entre el material PMMA y los otros tres materiales estudiados.

Tabla 3. Resumen de la prueba de comparación emparejada.

Grupo1-Grupo 2	Prueba estadística	Prueba estadística SD	Sig.
PMMA-RA	14.000 *	2680	0.007
PMMA-GR	19.200 *	3676	0.000
PMMA-PS	- 26.800 *	- 5131	0.000
RA-GR	5200	996	0.319
RA-PS	- 12.800	- 2451	0.014
GR-PS	- 7600	- 1455	0,146

*Mostraron diferencias estadísticamente significativas

En la **Tabla 3**, cada fila prueba la hipótesis nula donde las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2, son iguales. Se muestran los significados asintóticos (pruebas bilaterales). El nivel de significancia fue 0,050. Los valores de significancia se han ajustado mediante la corrección de Bonferroni para diversas pruebas.

Como se muestra en la **Figura 4**, el material con mayor resistencia a la fractura fue el PS; sin embargo, aunque los materiales GRA y RA mostraron una menor tenacidad a la fractura, esto no fue estadísticamente significativo (p -valor $< 0,005$). La altura de las barras muestra la resistencia promedio a la fractura de cada material.

En términos de deformación, el PMMA mostró menos deformación, comportándose de manera similar al GRA. El material con mayor porcentaje de deformación fue el PS comportándose de manera similar al RA como se muestra en la **Figura 5**.

La respuesta de cada material estudiado a la carga aplicada y una comparación entre ellos se muestra en la **Figura 6**. Podemos observar que PMMA, GRA y RA tienen un comportamiento frágil, donde RA es el material que presenta mayor porcentaje de deformación. Además, el material que necesita mayor fuerza para romperse es el GRA. Estos tres materiales, teniendo una fractura instantánea en el momento de alcanzar la fuerza máxima de rotura, se consideran frágiles, mientras que los PS no lo son. La **Figura 6** muestra que luego de alcanzar el valor límite elástico, el material no llega a fracturarse; continúa con un aplastamiento dentro de la geometría ensayada. **Figura 4**. Gráfico de la tenacidad media de materiales GRA, RA, PMMA, PS.

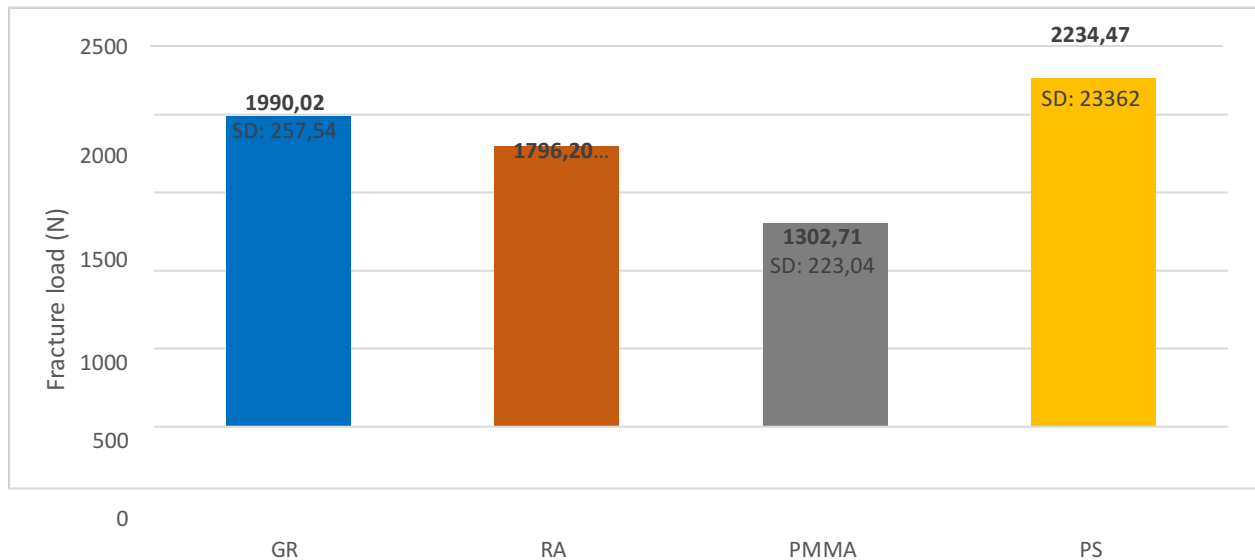


Figura 5.Gráfico de deformación media para materiales GRA, RA, PMMA, PS.

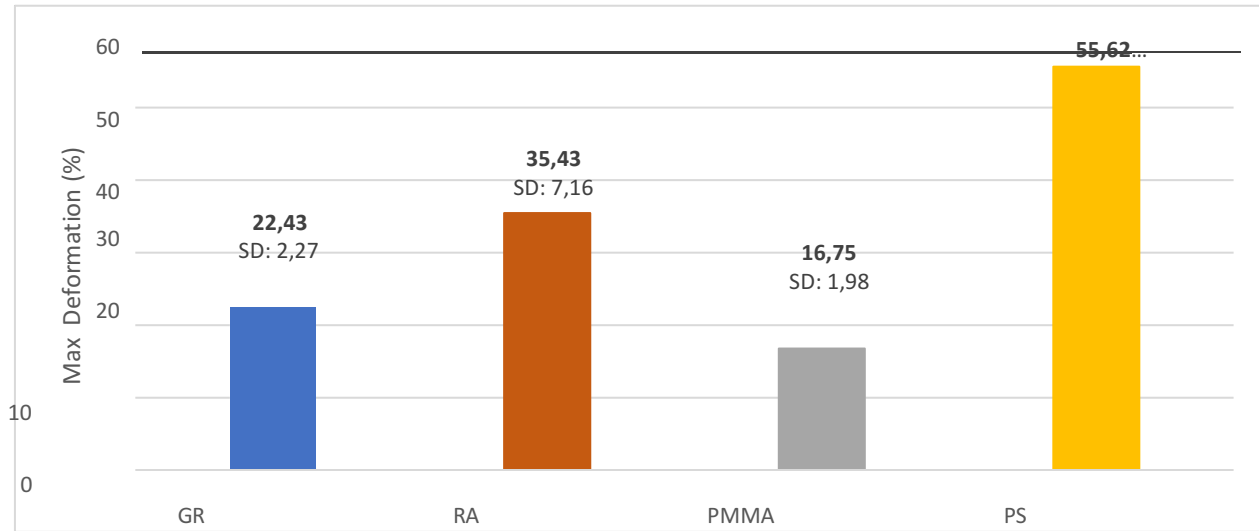
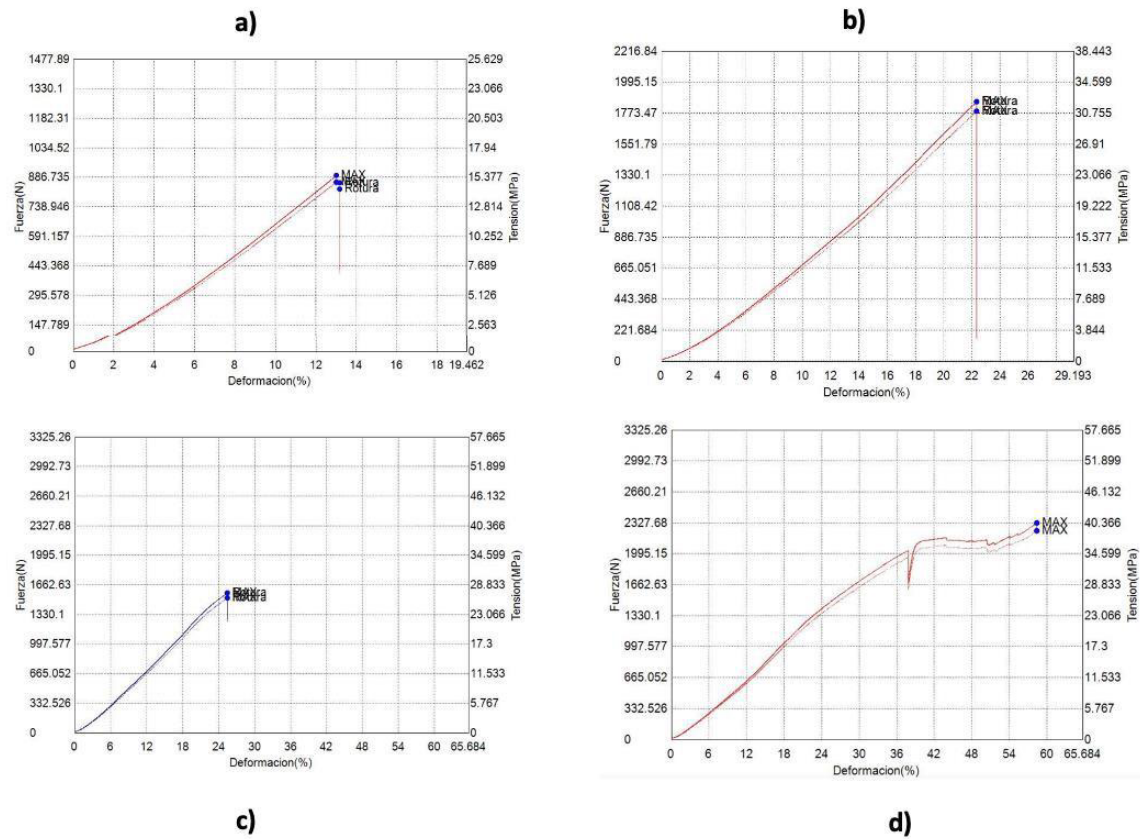
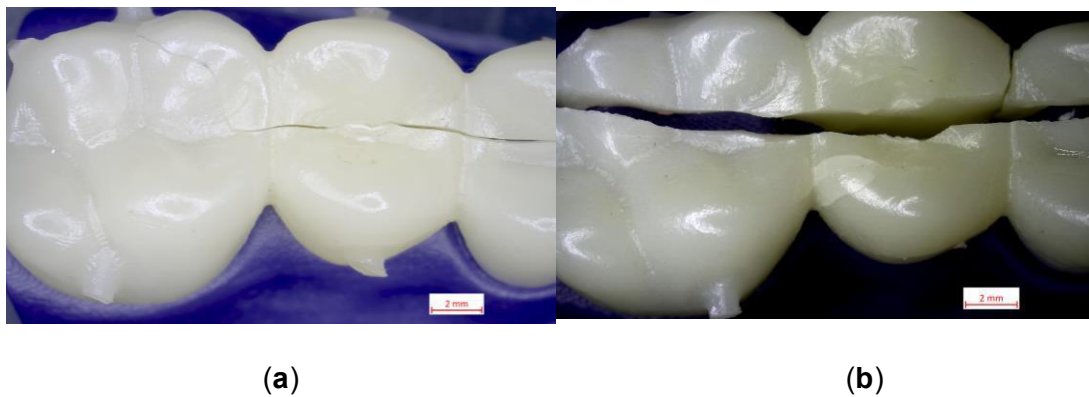


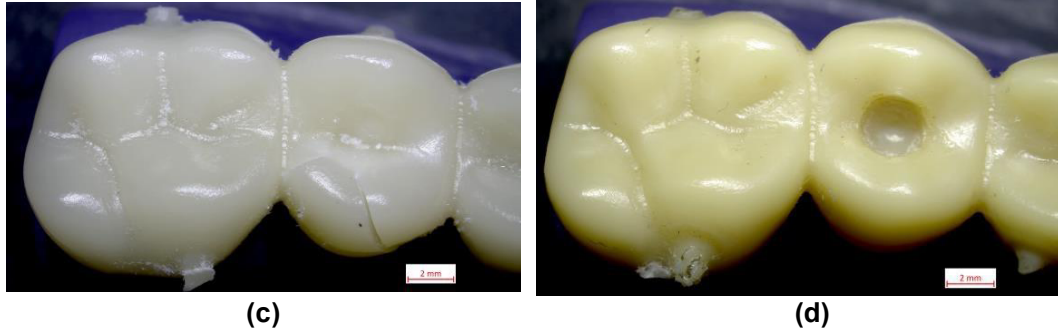
Figura 6.Curvas de la fuerza de desplazamiento de los diferentes materiales analizados: (a) PMMA; (b) FRA; (c) AR; (d) PD



La **Figura 7** muestra los diferentes comportamientos de fractura. La falla más catastrófica y lineal ocurrió en GRA, mientras que PS no pudo fracturarse a pesar de la carga aplicada, mostrando una perforación en la muestra como se muestra en la Figura. PMMA y RA mostraron menos daño en la superficie fracturada.

Figura 7. Imágenes de las superficies de fractura de los diferentes materiales estudiados: (a) PMMA; (b) GRA; (C) RA y (d) PD.





4. Discusión

La provisionalización es una fase importante en el protocolo de tratamiento con prótesis fijas. Se deben considerar los principios biológicos, mecánicos y estéticos de los materiales provisionales para el éxito del tratamiento restaurativo [46-48].

La literatura revisada indica que las restauraciones provisionales fallan con más frecuencia de lo esperado, y la causa más frecuente de falla de estas restauraciones es la "fractura", causando malestar al paciente y pérdida económica [47,49,50]. Por lo tanto, se considera importante investigar y aplicar los avances de la ciencia de los materiales dentales al diseño y construcción de restauraciones provisionales que ofrezcan mayor longevidad debido a sus mejoradas propiedades biológicas, mecánicas y estéticas.

Para la presente investigación, se determinó y comparó la resistencia a la fractura de cuatro materiales poliméricos CAD/CAM, PMMA, GRA, RA y PS, en un estudio in vitro utilizando un puente de corona temporal de tres piezas. Se rechazó la hipótesis nula de que la resistencia a la fractura de los cuatro, materiales no diferiría. Este es el primer intento en la literatura de investigar el desempeño de RA y PS como materiales potenciales para restauraciones provisionales en el flujo de trabajo CAD/CAM.

Según la evidencia científica que hemos revisado, las propiedades mecánicas y físicas de las restauraciones temporales y los materiales protésicos fijos, se ven afectadas por la técnica de fabricación y la composición de los materiales probados. En varios estudios, las restauraciones provisionales CAD/CAM muestran valores de resistencia a la fractura más altos que las restauraciones fabricadas utilizando la técnica directa [5,47,51,52]. Es importante mencionar que con el flujo de trabajo digital es posible obtener muestras de materiales estandarizados con espesores y tamaños

idénticos, lo que se considera importante para evaluar el comportamiento mecánico de los materiales estudiados.

PMMA CAD/CAM se ha posicionado como uno de los materiales más comunes para prótesis provisionales de uso a largo plazo. Varios autores mencionan altos valores de resistencia a la fractura, debido a su estructura homogénea y altamente reticulada, y a un proceso de polimerización realizado en condiciones optimizadas de alta presión y temperatura. [42,53,54]. Sin embargo, algunos autores reportan ciertas limitaciones del material como decoloración, degradación hidrolítica y baja resistencia a la fractura. Por ello, actualmente varios estudios se centran en mejorar sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas incorporando en su estructura nanopartículas, como el óxido de grafeno, para ampliar su uso. [25,55–57].

En esta investigación, las restauraciones provisionales de PMMA mostraron una menor resistencia a la fractura en comparación con los otros tres materiales estudiados (1302,71

N) con diferencias estadísticamente significativas (pag-valor < 0,005). Estos resultados son cercanos a los informados por Karaokutan, quien informó un valor de resistencia a la fractura de $1106 \pm 134,65$ N para coronas provisionales fabricadas con PMMA CAD/CAM [49]. Otros autores mencionan una resistencia media a la fractura de las restauraciones provisionales fresadas de PMMA de 1663,57 N [10]. Estas variaciones en los valores de resistencia a la fractura podrían estar relacionadas con la diferencia en la composición química con impacto directo en esta propiedad. En cuanto a los valores de deformación, el material PMMA presentó la menor deformación (16,75%), comportándose de manera similar al GRA (22,43%). Estos resultados difieren de los reportados en la literatura donde se menciona que la incorporación de nanopartículas de GRA mejora la estabilidad dimensional de los polímeros, lo que permite que la restauración mantenga su forma en el tiempo. [29].

El óxido de grafeno es un material relativamente nuevo y la investigación sobre sus aplicaciones se encuentra en sus primeras etapas. El potencial del GRA para combinarse con diversos biomateriales y biomoléculas lo convierte en un candidato prometedor por sus propiedades mejoradas, como resistencia mecánica, conductividad eléctrica, estabilidad térmica y biocompatibilidad. [24,58–61].

Existen muy pocos estudios in vitro que hayan analizado el comportamiento del GRA combinado con otros polímeros, por lo que la presente investigación, permite conocer las propiedades mecánicas de este nuevo material, como alternativa a otros materiales más utilizados, como el PMMA [57,62].

Algunas de las propiedades más importantes del GRA son su peso ligero (una hoja de un metro cuadrado pesa 0,77 miligramos) y su alta conductividad eléctrica y térmica.

Es aproximadamente 200 veces más duro que el acero y, en consecuencia, es mucho más resistente al desgaste, compresión y tensión (120 GPa antes de romperse) [24]. Todo esto se evidencia en la presente investigación, con valores elevados en la resistencia a la fractura con un promedio de $1990.02 \pm 257,54$ N siendo superior al PMMA (1302,71 N), con diferencias estadísticamente significativas (p-valor < 0,005).

Esto concuerda con lo reportado por Di Carlo et al., quienes realizaron un estudio in vitro en veinte especímenes rectangulares fabricados por una fresadora y divididos en dos grupos (norte=10/grupo): Grupo 1, PMMA; Grupo 2, GRA-PMMA. Las probetas fueron sometidas a un ensayo de flexión para evaluar la resistencia a la fractura de los materiales. Los autores informaron que cada muestra de GRA y PMMA mostró valores de tenacidad a la fractura significativamente más altos en comparación con las muestras de PMMA. La unión entre el nanorrefuerzo y la matriz polimérica es uno de los aspectos críticos que explica el aumento de las propiedades mecánicas en este tipo de material [56]. Estos resultados sugieren que el PMMA reforzado con grafeno es un material prometedor para su uso con fines protésicos. Esto se demostró mediante un aumento significativo tanto en la carga máxima como en la tenacidad a la fractura, que se obtuvo en el presente estudio como resultado de la prueba de compresión realizada en las muestras de PMMA modificadas con GRA. Además, estos últimos presentaron mayor homogeneidad en su comportamiento mecánico, lo que respalda el valor potencial de este material en prótesis dentales.

Según algunos autores, aunque los refuerzos químicos y mecánicos con materiales complementarios han mostrado mejoras notables en las propiedades mecánicas del PMMA, supone un reto no afectar a otras propiedades como el color, la translucidez

o la biocompatibilidad. Esta puede ser una de las razones por las que el PMMA sigue siendo el material elegido para la temporización a largo plazo [42].

Aunque la AR se ha estudiado principalmente en el campo de la RPD, como una alternativa al cobalto-cromo.[41], no existen estudios que analicen el AR como material para restauraciones provisionales CAD/CAM. Por tanto, es difícil comparar el valor de resistencia a la fractura obtenido en el presente estudio con el de otros autores. Sin embargo, se puede afirmar que, aun obteniendo un valor menor (1796.20 N) respecto al GRA (1990.02 N), las diferencias no fueron estadísticamente significativas (p-valor > 0,005). En comparación con el PMMA, la AR presentó un mayor valor de carga de fractura con diferencias estadísticamente significativas (p-valor < 0,005). Por tanto, este material puede considerarse como otra alternativa al PMMA. Estos resultados coinciden con estudios que destacan que el uso de este material en el campo de la prótesis fija se justifica por la alta resistencia a la fractura y la estabilidad cromática que presenta. Esto presenta a este material como una alternativa en la elaboración de restauraciones temporales duraderas.

En el caso del PS, este material presentó un comportamiento dúctil (grandes deformaciones plásticas previas a la falla) sin presentar fenómeno de fractura, pero presentando un comportamiento típico de un ensayo de compresión con una fuerza máxima de fractura de

2434,29 N. En comparación con los otros tres materiales estudiados en esta investigación, el PS fue el material con mayor porcentaje de deformación (55,62%), comportándose de manera similar al RA (35,43%). En un estudio realizado en la Universidad de Sydney en 1984 se encontró que el PS resiste hasta cuatro veces más que el PMMA como base para dentaduras postizas.[63]. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en la presente investigación, en la que se obtuvieron valores estadísticamente superiores de resistencia a la fractura para el PS (2234,47 N) en comparación con el PMMA, que obtuvo un valor de 1302,71 N.

En 2004, Kemp determinó que la colocación de fibras de refuerzo de PS en la matriz polimérica de PMMA mejoraría la resistencia a la flexión y el módulo de flexión del PMMA [64]. Es importante señalar que, aunque el PS respondió con propiedades mecánicas adecuadas en el estudio, no necesariamente significa que sea el mejor

material para prótesis fijas provisionales. Se recomienda que los profesionales realicen su selección en función de las necesidades clínicas de cada situación, propiedades físicas, respuesta del paciente, apariencia del material, durabilidad de la restauración y costo, entre otros. Un aspecto importante para considerar es que los valores promedio de fuerzas oclusales reportados en la literatura son de 350 N en la zona de los molares y 250 N en la zona de los incisivos. Sin embargo, los pacientes con bruxismo pueden tener fuerzas mucho mayores y, en la literatura, estos valores aumentan a 720-900 N [65–67]. Considerando que los valores de fractura excedieron las fuerzas masticatorias máximas en la región posterior son de aproximadamente 900 N, todos los materiales estudiados tienen el potencial de resistir las fuerzas que ocurren clínicamente.

Este estudio, como toda investigación in vitro y sin simulación del ambiente bucal, presentó limitaciones. Además, cabe mencionar que para la prueba de compresión se utilizó una carga máxima que no logró fracturar catastróficamente el material PS; en investigaciones posteriores se podría utilizar otro tipo de fuerza para evaluarlo y compararlo con otros materiales. También es importante mencionar que trabajos futuros deberían investigar otras propiedades mecánicas de estos materiales como fatiga, resistencia al desgaste, microdureza y dureza para un análisis más complejo de materiales temporales fresados CAD/CAM.

5. Conclusiones

1. Las restauraciones provisionales de PMMA materializadas mediante una técnica sustractiva (fresado) utilizando un sistema CAD/CAM mostraron la carga de fractura más baja en comparación con GRA, RA y PS.
2. Las restauraciones provisionales de GRA y RA materializadas mediante técnica sustractiva (fresado) utilizando un sistema CAD/CAM mostraron un comportamiento carga- fractura y deformación similar superando los valores obtenidos con PMMA.
3. Las restauraciones provisionales de PS materializadas mediante técnica sustractiva (fresado) mediante sistema CAD/CAM mostraron un comportamiento muy dúctil sin llegar a fracturarse, presentando el mayor porcentaje de deformación.

4. GRA, RA y PS se presentan como opciones válidas dentro de la gama de materiales restauradores y como alternativas al PMMA. Sin embargo, se necesitan más estudios para evaluar su resistencia en el tiempo y su uso clínico.

Referencias

1. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2017;117(5):Ce105.
2. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. J Prosthet Dent. 2015;114(3):414-9.
3. Patras M, Naka O, Doukoudakis S, Pissiotis A. Management of Provisional Restorations' Deficiencies: A Literature Review: MANAGEMENT OF PROVISIONAL RESTORATIONS' DEFICIENCIES. J Esthet Restor Dent. e 2012;24(1):26-384.
4. Lodding DW. Long-term esthetic provisional restorations in dentistry. Curr Opin Cosmet Dent. 1997;4:16-21.
5. Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG, 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.
6. 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(3):772-80.
7. Mehrpour H, Farjood E, Giti R, Barfi Ghasrdashti A, Heidari H. Evaluation of the Flexural Strength of Interim Restorative Materials in Fixed Prosthodontics. J Dent Shiraz Iran. 2016;17(3):201-6.
8. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA- Based Polymers. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2019;28(2):e491-5.
9. Sadid-Zadeh R, Zirkel C, Makwoka S, Li R. Fracture Strength of Interim CAD/CAM and Conventional Partial Fixed Dental Prostheses. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2021;30(8):720-4.

10. Abad-Coronel C, Carrera E, Mena Córdova N, Fajardo JI, Aliaga P. Comparative Analysis of Fracture Resistance between CAD/CAM Materials for Interim Fixed Prosthesis. *Mater Basel Switz.* 2021;14(24):7791.
11. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology:state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
12. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559-70, ix.
13. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments forCAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
14. Matsuo H, Suenaga H, Takahashi M, Suzuki O, Sasaki K, Takahashi N. Deterioration of polymethyl methacrylate dentures in the oral cavity. *Dent Mater J.* 2015;34(2):234-9.
15. Chua CK, Pumera M. Chemical reduction of graphene oxide: a synthetic chemistry viewpoint. *Chem Soc Rev.* 2014;43(1):291-312.
16. Meyer JC, Geim AK, Katsnelson MI, Novoselov KS, Booth TJ, Roth S. The structure of suspended graphene sheets. *Nature.* 2007;446(7131):60-3.
17. Ayatollahi MR, Ghoulis S, Bahrami B. Experimental and theoretical fracture analyses for three biomaterials with dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;103:103612.
18. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dent Mater J.* 2018;37(4):526-33.
19. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2019;28(4):452-7.

20. Karaman T, Eser B, Altintas E, Atala MH. Evaluation of the effects of finish line type and width on the fracture strength of provisional crowns. *Odontology*. 2021;109(1):76-81.
21. Çakmak G, Yilmaz H, Aydoğ Ö, Yilmaz B. Flexural strength of CAD-CAM and conventional interim resin materials with a surface sealant. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):800.e1-800.e7.
22. Yang K, Feng L, Hong H, Cai W, Liu Z. Preparation and functionalization of graphene nanocomposites for biomedical applications. *Nat Protoc*. 2013;8(12):2392-403.
23. Foo ME, Gopinath SCB. Feasibility of graphene in biomedical applications. *Biomed Pharmacother Biomedecine Pharmacother*. 2017;94:354-61.
24. Tahiri M, Del Monico M, Moghanian A, Tavakkoli Yaraki M, Torres R, Yadegari A, et al. Graphene and its derivatives: Opportunities and challenges in dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;102:171-85.
25. Jh L, Jk J, Da K, Kd P, Hw K, Hh L. Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2018 2022];34(4).
26. Rosa V, Xie H, Dubey N, Madanagopal TT, Rajan SS, Morin JLP, et al. Graphene oxide- based substrate: physical and surface characterization, cytocompatibility and differentiation potential of dental pulp stem cells. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016;32(8):1019-25.
27. Dubey N, Bentini R, Islam I, Cao T, Castro Neto AH, Rosa V. Graphene: A Versatile Carbon- Based Material for Bone Tissue Engineering. *Stem Cells Int*. 2015;2015:804213.
28. Lee C, Wei X, Kysar JW, Hone J. Measurement of the elastic properties and intrinsic strength of monolayer graphene. *Science*. 2008;321(5887):385-8.

29. Xie H, Cao T, Rodríguez-Lozano FJ, Luong-Van EK, Rosa V. Graphene for the development of the next-generation of biocomposites for dental and medical applications. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2017;33(7):765-74.
30. Wang R, Tao J, Yu B, Dai L. Characterization of multiwalled carbon nanotube-polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2014;111(4):318-26.
31. Azevedo L, Antonaya-Martin JL, Molinero-Mourelle P, Del Río-Highsmith J. Improving PMMA resin using graphene oxide for a definitive prosthodontic rehabilitation - A clinical report. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(7):e670-4.
32. Di Carlo Stefano¹, Brauner Edoardo², Di Carlo Fabio³, Visca Annalisa⁴, Piccoli Luca², De Angelis Francesca². Graphene Applications in Dentistry. 2019;Volume · 12(Number · 2):748.33. G-CAM Disco de polímero con grafeno para fresado CAD/CAM. En: graphenano Dental.
34. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clin Mater*. 1994;17(3):125-9.
35. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 1999;8(3):188-95.
36. Ozkan Y, Arikan A, Akalin B, Arda T. A study to assess the colour stability of acetal resins subjected to thermocycling. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005;13(1):10-4.
37. Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent*. 1980;8(4):292-306.
38. Stafford GD, Smith DC. Some studies of the properties of denture base polymers. *Br Dent J*. 1968;125(8):337-42.
39. Lekha K, Savitha NP, Roseline M, Nadiger RK. Acetal resin as an esthetic clasp material. *J Interdiscip Dent*. 2012;2(1):11.

40. Savion Y, Sharon-Buller A, Kalisker Y, Kalisker N, Sela M. [The use of Dental D (polyacetal resin) as an alternative for chrome-cobalt removable partial denture: a case report]. *Refuat Ha-Peh Veba-Shinayim* 1993. 2001;18(3-4):30-1, 108.
41. Jiao T, Chang T, Caputo AA. Load transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. *Aust Dent J*. 2009;54(1):31-7.
42. Abad-Coronel C, Carrera E, Mena Córdova N, Fajardo JI, Aliaga P. Comparative Analysis of Fracture Resistance between CAD/CAM Materials for Interim Fixed Prosthesis. *Mater Basel Switz*. 2021;14(24):7791.
43. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*. 2020;12(10):2299.
44. Rahimi Z, Zinatizadeh AA, Zinadini S, van Loosdrecht M, Younesi H. A new anti-fouling polysulphone nanofiltration membrane blended by amine-functionalized MCM-41 for post treating waste stabilization pond's effluent. *J Environ Manage*. 2021;290:112649.
45. Claudio-Gonzalez I, Ravindranathan D, Kempton CL, Bailey JL, Wall SM. Thrombocytopenia Induced by Polysulfone Dialysis Membranes. *Am J Case Rep*. 2021;22:e932045.
46. Mohammadi F, Valipouri A, Semnani D, Alsahebfosoul F. Nanofibrous Tubular Membrane for Blood Hemodialysis. *Appl Biochem Biotechnol*. 2018;186(2):443-58.
47. Aldahian N, Khan R, Mustafa M, Vohra F, Alrahlah A. Influence of Conventional, CAD-CAM, and 3D Printing Fabrication Techniques on the Marginal Integrity and Surface Roughness and Wear of Interim Crowns. *Appl Sci*. 2021;11(19):8964.

48. 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):218-24.
49. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(1):27-31.
50. Hyde JD, Bader JA, Shugars DA. Provisional crown failures in dental school predoctoral clinics. *J Dent Educ.* 2007;71(11):1414-9.
51. Alshali RZ, Bukhary DM, AlQahtani MA, Alenazi NO, Alzahrani AH, Alobaid HA. Repair of temporary fixed dental prostheses using a flowable resin composite: Effect of material, bonding, and aging. *Saudi Dent J.* 2021;33(7):495-502.
52. Dureja I, Yadav B, Malhotra P, Dabas N, Bhargava A, Pahwa R. A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computer-aided design/computer- aided manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(4):314-20.
53. 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(4):361-7.
54. 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. *Mater Basel Switz.* 2021;14(7):1592.
55. Bergamo ETP, Campos TMB, Piza MMT, Gutierrez E, Lopes ACO, Witek L, et al. Temporary materials used in prosthodontics: The effect of composition, fabrication mode, and aging on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;133:105333.

56. Díez-Pascual AM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of- the-Art. *Int J Mol Sci.* 2022;23(18):10288.
57. Di Carlo S, De Angelis F, Brauner E, Pranno N, Tassi G, Senatore M, et al. Flexural strength and elastic modulus evaluation of structures made by conventional PMMA and PMMA reinforced with graphene. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2020;24(10):5201-8.
58. Chang MC, Hung CC, Chen WC, Tseng SC, Chen YC, Wang JC. Effects of pontic span and fiber reinforcement on fracture strength of multi-unit provisional fixed partial dentures. *J Dent Sci.* 2019;14(3):309-17.
59. Guazzo R, Gardin C, Bellin G, Sbricoli L, Ferroni L, Ludovichetti FS, et al. Graphene-Based Nanomaterials for Tissue Engineering in the Dental Field. *Nanomater Basel Switz.* 2018;8(5):349.
60. Su IH, Lee CF, Su YP, Wang LH. Evaluating a Cobalt-Tetraphenylporphyrin Complex, Functionalized with a Reduced Graphene Oxide Nanocomposite, for Improved Tooth Whitening. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2016;28(5):321-9.
61. Foroutan T, Nazemi N, Tavana M, Kassae MZ, Motamedi E, Soieshargh S, et al. Suspended graphene oxide nanoparticle for accelerated multilayer osteoblast attachment. *J Biomed Mater Res A.* 2018;106(1):293-303.
62. Malta AF de O, Cortez DL, Romão DA, Pereira JECH, Velo MM de AC, Nascimento TR de L. Graphene Oxide Applications in Dentistry: Integrative Literature Review. *J Health Sci.* 2019;21(4):376-81.
63. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1993;9(2):128-35.
64. Price CA, Earnshaw R. Impact testing of a polysulphone denture base polymer. *Aust Dent J.* 1984;29(6):398-403.

65. Kemp PL, de Wet FA, Botha SJ, Levin J. Flexural properties of denture-base polymer reinforced with glass-fibre polysulphone composite. *SADJ J South Afr Dent Assoc Tydskr Van Suid-Afr Tandheelkd Ver.* 2004;59(5):190-2, 194, 196.
66. 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 8:113-6.
67. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):681-6.
68. Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):427-33.