



Sorción de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas de PMMA de termocurado. Estudio In Vitro

Sorption of photopolymerizable resins for 3D printers and thermosetting PMMA resins. In Vitro Study vascular malformations in children

Odalís Polett Paredes Silva¹; Pablo Ruben Garrido Villavicencio²

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la sorción en resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas PMMA de termocurado mediante un estudio in vitro. **Metodología:** Estudio experimental in vitro, con 10 cuerpos de prueba de PMMA de termocurado y 10 cuerpos de prueba de resina impresas en 3D. Para su fabricación se usaron matrices circulares de acero inoxidable de 22.1 mm de diámetro externo, 15mm de diámetro interno, 1mm de espesor en base a las normas ISO 4049. Las muestras fueron pulidas y almacenadas en recipientes plásticos con gel de sílice y expuestas a 37°C durante 22 horas, seguidas de 2 horas a 23°C. fueron pesadas en una balanza analítica cada 24 horas. Se calculó el área y volumen. Se sumergieron en 10 ml de agua bidestilada en tubos de ensayo a 37°C durante 7 días. Después de lavar y secar las muestras, se pesan nuevamente (m2). Finalmente, las muestras se colocaron de nuevo en recipientes con gel de sílice a 37°C y se pesaron diariamente hasta obtener una masa constante (m3). Los resultados se realizaron en el programa estadístico BioStat 5.3 (Brasil) mediante la prueba T de Student (p 0,05). **Resultados:** Los resultados de la prueba de sorción fueron obtenidos después de proceso de obtención de tres masas diferentes, en donde fue necesario el uso tanto de una balanza analítica (Boeco-Germany) como una estufa (Memmert). Los resultados se obtuvieron en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. En donde la resina impresa en 3D obtuvo un valor medio de 46.11 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ mientras que la resina PMMA de termocurado obtuvo un valor medio de 22.60 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. **Conclusiones:** En el presente estudio, en base al método de experimentación expuesto, se demostró que cuando se comparó entre grupos, la resina PMMA presentó una sorción estadísticamente menor en comparación con la resina impresa 3D.

Palabras clave: Resina PMMA de termocurado, Resina fotopolimerizable para impresora 3D, Restauración provisional, Sorción.

1. Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador

2. Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador

Jorge Oliveros-Rivero  <https://orcid.org/0009-0001-7437-481X>
Pablo Ruben Garrido Villavicencio  <https://orcid.org/0000-0002-5223-1017>

Correspondencia: Atarazana, Av. Roberto Gilbert y Nicasio Safadi. Guayaquil-Ecuador / opparedes@uce.edu.ec;

ABSTRACT

Objective: To evaluate the sorption in light-curing resins for 3D printers and thermocuring PMMA resins through an in vitro study. **Methodology:** Experimental in vitro study, with 10 heat-curing PMMA test bodies and 10 3D printed resin test bodies. Circular stainless-steel dies of 22.1 mm external diameter, 15mm internal diameter, 1mm thickness based on ISO 4049 standards were used for their fabrication. The samples were polished and stored in plastic containers with silica gel and exposed to 37°C for 22 hours, followed by 2 hours at 23°C. They were weighed on an analytical balance every 24 hours. The area and volume were calculated. They were immersed in 10 ml of double distilled water in test tubes at 37°C for 7 days. After washing and drying the samples, they were weighed again (m2). Finally, the samples were placed again in containers with silica gel at 37°C and weighed daily until a constant mass (m3) was obtained. The results were performed in the statistical program BioStat 5.3 (Brazil) using Student's t-test (p 0.05). **Results:** The results of the sorption test were obtained after a process of obtaining three different masses, where it was necessary to use both an analytical balance (Boeco-Germany) and an oven (Memmert). The results were obtained in $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. In which the 3D printed resin obtained a mean value of 46.11 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ while the PMMA resin obtained a mean value of 22.60 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. **Conclusions:** In the present study, based on the exposed experimental method, it was demonstrated that when compared between groups, the PMMA resin presented a statistically lower sorption compared to the 3D printed resin.

Keywords: Heat-Curing PMMA Resin, Light-Curing Resin For 3D Printer, Temporary Restoration, Sorption.

Introducción

En la rehabilitación oral, uno de los aspectos más importantes para lograr un tratamiento exitoso y duradero, es la adecuada fabricación de provisionales. Con el paso de los años, se han introducido al mercado nuevos materiales restauradores provisionales con el objetivo de mejorar su durabilidad y funcionalidad, hasta que sus prótesis definitivas puedan ser instaladas. Una de las más conocidas y utilizadas a lo largo de los años son las resinas acrílicas de PMMA de termocurado que presentan diferentes características, sin embargo, a su vez en la actualidad se menciona también el uso de resinas impresas en 3D, mismas que han permitido la evolución de la odontología actual(1).

Algunas de las características más importantes que destacan en las resinas acrílicas de PMMA es la biocompatibilidad, además es un polímero estable que no se decolora con la luz UV y muestra una buena resistencia química al calor por cual permite su moldeo como un material termoplástico (2,3).

Por otro lado, las resinas impresas en 3D ofrece ventajas significativas en odontología, como la reducción del desperdicio de materiales durante la polimerización mediante el uso selectivo de rayos láser, acorta los tiempos de procedimiento y trabajo

de laboratorio, facilita la adaptación del tejido y garantiza alta estética y biocompatibilidad con los tejidos bucales(4).

La sorción está relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo, y la expansión relacionada a esa sorción(5).

Anusavice et al. enmarcan este término en el ámbito odontológico, particularmente en los materiales dentales, definiéndolo como la cantidad de agua adsorbida tanto en la superficie como en el interior de un material, por otro lado, la sorción influye en la longevidad y en el éxito clínico que puedan presentar las prótesis definitivas.

El presente estudio "Sorción de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas de PMMA de termocurado. Estudio In Vitro" tiene como finalidad determinar la sorción que presentan las mismas, permitiendo evaluar cuál de ellas es más adecuada para su uso en el ámbito odontológico.

Desarrollo

Resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA)

Definición

El PMMA (polimetilmetacrilato) es un polímero, de baja densidad, estable y duradero

perteneciente al grupo de las resinas acrílicas. El PMMA es un termoplástico, transparente y rígido que puede moldearse con el calor, tienen un color similar al de los dientes, además es el polímero más conocido de la familia de los metacrilatos, presenta excelente biocompatibilidad, característica que lo hace adecuado para una amplia variedad de aplicaciones biomédicas, entre ellas la odontología (5,6).

Composición

Tabla 1. Componentes del líquido PMMA.

COMPONENTE	FUNCION
Metilmetacrilato	Monómero
Hidroquinona	Previene la polimerización del monómero durante su almacenamiento
Dimetacrilato de glicol	Agente para el entrecruzamiento de cadenas

Tabla 2: Componentes del Polvo PMMAoponentes del líquido PMMA.

COMPONENTE	FUNCION
Poli (metilmetacrilato)	Iniciador
Peróxido de benzilo	Partículas de polímero
Dióxido de Titanio	Reduce la translucidez
Pigmentos	Simula los colores de los tejidos
Fibras de Colores	Simulan los pequeños vasos sanguíneos

Ventajas

El PMMA, conocido por sus múltiples ventajas, destaca principalmente por su biocompatibilidad. Es un polímero estable que no se decolora con la luz UV y muestra una buena resistencia química al calor, ablandándose a 125°C, lo que permite su moldeo como un material termoplástico(3,6).

Su estructura lineal facilita su solubilidad en diversos solventes orgánicos como clorformo y acetona, además, posee una baja densidad de 1,18 g/cm 3, lo que contribuye a su ligereza. Los acrílicos son fácilmente trabajables mediante taladrado, fresado y grabado con herramientas de carburo, ofreciendo una opción económica para aplicaciones diversas(3,6).

Desventajas

Al igual que todas las resinas acrílicas, El PMMA tiende a absorber agua mediante un proceso de imbibición, es decir muestra una alta absorción de agua y muestra poca resistencia a la flexión y al impacto, lo que restringe su uso en ciertas aplicaciones, además presenta un considerable aumento del calor exotérmico, baja resistencia a la abrasión, alta contracción volumétrica y riesgo de toxicidad pulpar debido al monómero libre. También se menciona entre las desventajas que posee es una gran susceptibilidad a la colonización microbiana (4,6,7)

Resinas fotopolimerizables para impresoras 3D

Definición

La impresión tridimensional (3D) se refiere a un método que crea objetos de forma gradual, es decir capa por capa, esta tecnología está experimentando un rápido avance y ha sido proada por varios usuarios. Su crecimiento acelerado se refiere a las numerosas ventajas que ofrece en comparación con los métodos tradicionales de fabricación. Además, se considera como una tecnología fundamental para la revolución industrial (4).

Métodos de impresión

En odontología, la estereolitografía (SLA) y el procesamiento de luz digital (DLP) son las tecnologías más utilizadas, en ambos sistemas de impresión un objeto se construye mediante la deposición de capas consecutivas de material fotosensible que se polimeriza fácilmente (8).

- **SLA:** La estereolitografía (SLA) es una técnica de additive manufacturing (AM) o fabricación aditiva, que selectivamente fotocura fotopolímeros líquidos en cubas mediante polimerización activada por luz, la fuente de luz es un único rayo láser de luz ultravioleta, que se transmite a través de la capa impresa cambiando la posición y el ángulo de elementos ópticos como lentes y espe-

jos(11). Los SLA se pueden clasificar en varias categorías dependiendo del movimiento de la plataforma y el láser, la impresión SLA puede producir productos de alta calidad con alta precisión, acabado superficial liso, y translucidez, sin embargo, las impresoras SLA consumen más impresión, tiempo y resina en comparación con otras tecnologías de impresión (9).

- **DLP:** La proyección de luz digital (DLP) es una técnica de AM en la cual el área de la sección transversal de cada capa del modelo se imprime a la vez proyectando luz ultravioleta sobre una matriz de micro espejos que se ajusta para formar el patrón de la sección transversal impresa (9).

Composición

La fórmula de la resina fotopolimerizable para impresoras 3D, reforzada con nanopartículas, está compuesta por varios ingredientes. En primer lugar, contiene entre un 40% y un 60% en peso de una resina epoxi líquida. Además, incluye un porcentaje variable (entre 0% y 40% en peso) de al menos un polimetacrilato líquido con funcionalidad metacrilato (10).

También se añaden fotoiniciadores catiónicos y por radicales en proporciones que van desde un 0,1% hasta un 10% en peso para cada componente, respectivamente (10).

La fórmula incluye entre un 5 % y un 15 % en peso de polímeros con grupos OH terminales, y entre un 2 % y un 30 % en peso de compuestos insaturados e hidroxilos. Adicionalmente, se incorpora un porcentaje variable de un compuesto hidroxilado sin grupos insaturados, así como entre un 0,1% y un 5% de óxido de grafeno o grafeno funcional con un componente adhesivo.

Por último, pueden incluirse otros materiales de refuerzo, como nanotubos de halloysita, en una cantidad que varía entre un 0,1% y un 20% en peso. Estos componentes suman un 100 % en peso en la formulación final(10).

Ventajas

La impresión 3D ofrece ventajas significativas en odontología, como la reducción del desperdicio de materiales durante la polimerización mediante el uso selectivo de rayos láser, además, acorta los tiempos de procedimiento y trabajo de laboratorio, facilita la adaptación del tejido y la duplicación de dentaduras postizas existentes, garantiza alta estética y biocompatibilidad con los tejidos bucales, y elimina errores humanos en la fabricación, es decir errores que puedan ser cometidos por técnicos dentales. También permite la creación de bases completas de prótesis sin moldes ni herramientas de corte, esto debido a que puede recibir datos CAD directamente para generar modelos digitales rápidamente(4).

Desventajas

La fabricación aditiva (AM) en odontología presenta desafíos como la anisotropía y el bajo contenido de relleno, atribuidos a la técnica de construcción por capas(8,9).

Estudios indican que la estructura de soporte influye significativamente en la precisión de los objetos impresos en 3D mediante tecnología SLA, por ejemplo, la impresión de dentaduras postizas a un ángulo de 45° se considera más precisa en comparación con orientaciones de 0° y 90°, pero puede resultar problemática debido a la congestión de la estructura de soporte. La orientación de impresión también afecta las propiedades mecánicas y la precisión, destacando la importancia de seleccionar adecuadamente la dirección de construcción con el objetivo de disminuir la anisotropía y las debilidades físicas propias al método de capas(8,9).

Sorción

Definición

La sorción acuosa es un fenómeno en el cual se encuentra presentes tanto la absorción como la adsorción donde:

Absorción; se conoce al proceso mediante el cual una sustancia penetra en la masa de un material sólido (5).

Adsorción; es conocido como un proceso de acción superficial, donde cierta sustancia penetra en las primeras capas de un material sólido (5).

Es decir, la sorción está relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo, y la expansión relacionada a esa sorción (5).

De manera similar, Anusavice et al. enmarcan este término en el ámbito odontológico, particularmente en los materiales dentales, definiéndolo como la cantidad de agua adsorbida tanto en la superficie como en el interior de un material.

Según la norma ISO 4049:2009 (11) se establece la siguiente ecuación de cálculo para obtener sus valores:

$$W_{sp} = \frac{(m_2 - m_3)}{V}$$

Dónde:

W_{sp} = Sorción (14).

m_2 = Es la masa del espécimen, en microgramos, después de inmersión en agua durante 7 días (14).

m_3 = es la masa del espécimen reacondicionado, en microgramos (11).

V = es el volumen de la muestra, expresado en milímetros cúbicos (11).

Metodología

Este estudio experimental in vitro investiga la sorción de agua en 10 cuerpos de prueba de PMMA de termocurado y 10 de resina impresa en 3D, ambos con dimensiones estandarizadas según la norma ISO 4049. Las muestras, seleccionadas por conveniencia, fueron sometidas a ciclos controlados de secado e inmersión en agua bidestilada, y la sorción se calculó mediante una fórmula específica utilizando mediciones de

masa antes y después de la inmersión y el volumen de la muestra. Se detalló la estandarización en la fabricación de ambos tipos de resina, incluyendo el diseño e impresión 3D, el uso de matrices para PMMA y el pulido de todas las muestras. La recolección de datos implicó la revisión de trabajos previos y la obtención de permisos para el uso de equipos de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador, donde se realizaron las mediciones con una balanza calibrada. Los resultados se analizarán estadísticamente con la prueba T de Student en el software BioStat 5.3 para comparar la sorción entre los dos materiales.

Figura 1. A. Preparación del modelo B. Creación del molde C. Retiro del modelo.

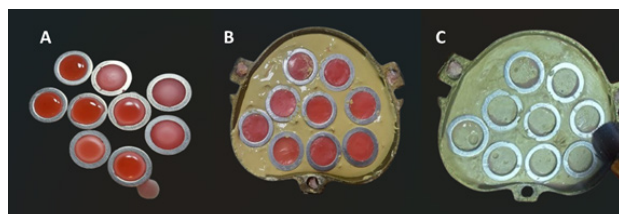
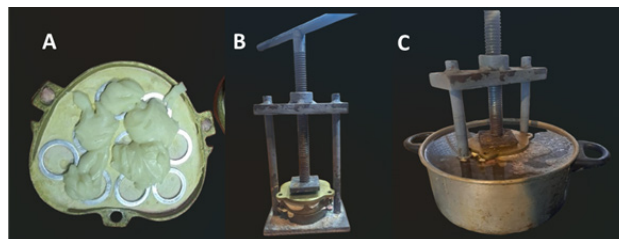


Figura 2. A. Preparación del material de termocurado B. Prensado C. Cocción o Termocuración.



Procedimiento: Se elaboraron 10 muestras de PMMA de termocurado (Grupo A) utilizando una matriz circular de acero inoxidable y un proceso que incluyó encerado, moldeo en yeso, aislamiento, prensado, termocurado a 45 minutos, enfriamiento, acabado y pulido hasta alcanzar dimensiones de $15,0 \pm 0,1$ mm de diámetro y $1,0 \pm 0,2$ de espesor. De manera similar, se fabricaron 10 muestras de resina impresa en 3D (Grupo B) diseñadas en Meshmixer con las mismas dimensiones, impresas en una Photon Ultra DLP 3D con parámetros específicos para una resina dental beige, lavadas con alcohol isopropílico al 90% y post-curadas du-

rante 16 minutos. Todas las muestras fueron calibradas, etiquetadas y llevadas al Laboratorio de Patología para el experimento de sorción. Este consistió en un secado inicial con gel de sílice a 37°C por 22 horas seguido de 2 horas a 23°C, pesajes cada 24 horas hasta obtener la masa constante (m1), medición del diámetro y espesor para calcular el volumen, inmersión individual en 10 ml de agua bidestilada a 37°C durante 7 días, lavado, secado al aire libre, pesaje (m2) y un segundo proceso de secado hasta obtener una masa constante (m3). La sorción se calculó con la fórmula $W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V_{m2} - m_3}$.

Figura 3. Calibración de las muestras (arriba). Muestras de PMMA etiquetadas (medio). A: Impresora "ANYCUBIC" B: Muestras impresas C: Cámara de postpolimerización (abajo).



Aspectos Bioéticos: Dado que es un estudio in vitro, no se requiere la participación de personas o comunidades, por lo que no aplican consideraciones de respeto a la persona, autonomía, o protección de poblaciones vulnerables. Sin embargo, se destaca el beneficio directo para odontólogos al proporcionar información para la selección de materiales y el beneficio indirecto para futuras investigaciones. No se identifican riesgos para el investigador. La confidencialidad de los datos se garantizará mediante la tabulación y codificación alfanumérica, siendo manejados únicamente por el investigador y el tutor.

Resultados

Los resultados derivados de la prueba de sorción fueron obtenidos después de proceso de obtención de tres masas diferentes, en donde fue necesario el uso tanto de una balanza analítica (Boeco-Germany) como una estufa (Mettler). Los resultados se obtuvieron en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (Tabla 4).

Tabla 3. Cálculo del volumen de las muestras.

CÁLCULO DE VOLUMEN								
MUESTRA	PMMA DE TERMOCURADO				RESINA 3D			
	π	R (mm)	H (mm)	V (mm^3)	π	R (mm)	H (mm)	V (mm^3)
1	3,1415	7,5	1,2	212,051	3,1415	7,45	1	174,361
2	3,1415	7,5	1,2	212,051	3,1415	7,45	1	174,361
3	3,1415	7,5	1,2	212,051	3,1415	7,45	1	174,361
4	3,1415	7,6	1	179,073	3,1415	7,45	1	174,361
5	3,1415	7,6	1,1	196,981	3,1415	7,45	1	174,361
6	3,1415	7,5	1,2	212,051	3,1415	7,45	1	174,361
7	3,1415	7,5	1,1	194,380	3,1415	7,45	1	174,361
8	3,1415	7,5	1,1	194,380	3,1415	7,45	1	174,361
9	3,1415	7,5	1,1	194,380	3,1415	7,45	1	174,361
10	3,1415	7,5	1,1	194,380	3,1415	7,45	1	174,361

Se calculó el volumen de las muestras tomando en cuenta la formula $\pi \times \text{radio al cuadrado (R)} \times \text{altura (H)}$. En la tabla 3 se observan los valores de las diez muestras; posteriormente se procede a pesar las muestras.

Tabla 4. Masas en microgramos (μg) de las muestras.

MASAS						
MUESTRA	MASA 1 (μg)		MASA 2 (μg)		MASA 3 (μg)	
	PMMA	3D	PMMA	3D	PMMA	3D
1	217.600	152.900	221.600	159.600	217.300	151.700
2	223.800	152.000	228.000	158.800	223.600	150.900
3	227.200	151.500	231.400	158.100	226.800	150.400
4	216.700	147.000	220.500	153.300	216.000	145.800
5	241.600	152.300	246.100	159.100	241.100	151.000
6	224.700	158.700	228.900	165.900	224.400	157.400
7	218.100	160.000	222.200	167.100	218.000	158.600
8	219.800	154.600	224.000	161.200	219.500	153.100
9	226.200	148.300	230.600	155.000	226.000	147.000
10	223.600	151.900	227.800	158.600	223.300	150.400

En la tabla 3 se puede observar el peso de las muestras deshidratadas (MASA 1), luego de haber sido sometidas a la prueba de sorción (MASA 2) y luego de haber sido deshidratadas después del proceso de sorción.

Tabla 5. Valores de sorción ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) de las muestras.

SORCIÓN		
MUESTRA	PMMA ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	3D ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)
1	20,278	45,31
2	20,750	45,31
3	21,693	44,16
4	25,129	43,01
5	25,383	46,46
6	21,221	48,75
7	21,607	48,75
8	23,150	46,46
9	23,665	45,88
10	23,150	47,03

Se procede a realizar el cálculo de la sorción realizando la resta de los valores de la Masa 2 con la Masa 1 sobre el Volumen (Tabla 4); y se procede a la estadística descriptiva, en la cual se observan los valores de media y desviación estándar del grupo de PMMA (Grupo 1/ Tabla 5) y del grupo de resina impresa 3D (Grupo 1 / Tabla 6).

Tabla 6. Estadística descriptiva grupo A (PMMA).

PMMA ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)					
N	10				
Media	22,6028	Error Estándar de la Media	0,5618		
Media LCL 95%	21,3318	Media UCL 95%	23,8737		
Media recortada (5%)	22,5774	Media Geométrica	22,5407	Media Armónica	22,4796
Mediana	22,4217	Error de la Mediana	0,2227	Moda	23,1505
Desviación Estándar	1,7766	Varianza	3,1565	Coeficiente de Variación	0,0786
Rango	5,1051	Mínimo	20,2781	Máximo	25,3832
IQR	2,2186	Percentil 25% (Q1)	21,3177	Percentil 75% (Q3)	23,5363
Suma	226,0276	Error Estándar de la Suma	5,6183		
Suma de Cuadrados Total	5,137,2558	Suma de Cuadrados Ajustada	28,4083		
Segundo Momento	2,8408	Tercer Momento	1,5849	Cuarto Momento	14,8275
Asimetría de Fisher	0,3925	Asimetría	0,3310	Error Estándar del Asimetría	0,6145
Kurtosis de Fisher	-1,0912	Kurtosis	1,8373	Error Estándar de la Kurtosis	0,9224

Tabla 7. Estadística descriptiva grupo B (Resina 3D).

3D ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)					
N	10				
Media	46,1112	Error Estándar de la Media	0,5748		
Media LCL 95%	44,8109	Media UCL 95%	47,4115		
Media recortada (5%)	46,1367	Media Geométrica	46,0789	Media Armónica	46,0466
Mediana	46,1686	Error de la Mediana	0,2278	Moda	#N/A
Desviación Estándar	1,8177	Varianzas	3,3039	Coeficiente de Variación	0,0394
Rango	5,7352	Mínimo	43,0142	Máximo	48,7494
IQR	1,5772	Percentil 25% (Q1)	45,3083	Percentil 75% (Q3)	46,8855
Desviación Media	1,3765	MAD (Mediana de la desviación absoluta)	1,4338	Coeficiente de dispersión (COD)	0,0298
Suma	461,1120	Error Estándar de la Suma	5,7480		
Suma de Cuadrados Total	21.292,1642	Suma de Cuadrados Ajustada	29,7351		
Segundo Momento	2,9735	Tercer Momento	-0,0589	Cuarto Momento	20,4913
Asimetría de Fisher	-0,0136	Asimetría	-0,0115	Error Estándar del Asimetría	0,6145
Kurtosis de Fisher	-0,2422	Kurtosis	2,3176	Error Estándar de la Kurtosis	0,9224

Se procede a realizar el estudio de Shapiro-Wilk para determinar la normalidad y el de Cochran C para la homogeneidad de las muestras; las muestras son normales y homogéneas ($p < 0,05$).

Tabla 8. Pruebas de Normalidad y Homogeneidad.

Prueba	Estadístico de la prueba	Valor p	
W de Shapiro-Wilk	0,9563	0,7425	
Cochran C	0,5114	Valor p	0,9469

Al ser estudio normal y paramétrico se realiza una prueba t de Student en donde se observa que existe una diferencia estadística. ($p < 0,05$).

Tabla 9. Prueba T de Student.

Prueba t de student					
Diferencia de Medias Hipotetizada	0,0000				
Diferencia de medias	-23,3394				
Varianza Combinada	3,2139				
Estadístico de la prueba	27,6171				
Grados de Libertad	16				
T de student unidireccional					
t Valor Crítico (5%)	1,7459	Valor p	0,0000	H1 (5%)	aceptado

Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo evaluar la sorción de dos tipos de resinas, resina de PMMA de termocurado y resina impresa en 3D, mismas que presentan cada una diferentes ventajas para la odontología, es importante mencionar que la sorción es una de las propiedades más importantes a ser evaluada en los materiales dentales, ya que la misma puede influir en diferentes aspectos (1).

La sorción es una propiedad física de los materiales dentales, misma que si es excesiva puede afectar la estabilidad dimensional, que causa tensiones internas que impactan negativamente el éxito a largo plazo y provocan el fallo de la prótesis, como fracturas o grietas; es decir para que un material tenga éxito, debe tener una sorción mínima de agua (12).

Sin embargo, las propiedades físicas de las resinas impresas en 3D y su rendimiento en base a diferentes pruebas aún no se han investigado a fondo. Berli et al. Realizaron la investigación de la sorción de resinas impresas en 3D; donde los resultados fueron que las resinas impresas en 3D tenían valores de sorción de agua más altos que otras resinas (1,12).

En la presente investigación el tipo de impresión que se uso fue DLP, esta es una de las tecnologías de impresión 3D que presenta más ventajas para aplicaciones dentales debido a su velocidad de procesamiento rápido, resolución superior y costo razonable de la impresora y sus componentes (13).

Se mencionan algunas razones por las cuales las resinas impresas en 3D poseen

mayor sorción, el aumento de la sorción de agua puede tener su principalmente en la técnica de polimerización, es decir debido a los bajos grados de polimerización de resinas impresas en 3D existen monómeros no reaccionados (12). Otra de las razones puede ser los componentes de resinas polimerizadas, como agentes de enlace cruzado, plastificantes, iniciadores o materiales solubles, esto conduce a una alta sorción de agua, otro factor que afecta a la sorción de agua son las diferencias en la composición química entre resinas de termocurado y resinas impresas en 3D (12).

Además de la técnica de polimerización, otra razón para una sorción aumentada es la técnica de capa impresa utilizada para fabricar resinas impresas en 3D, al ser la impresión 3D una técnica de impresión por capas existe agua absorbida entra entre las mismas, posterior a ello, las moléculas de agua se difunden en el polímero de resina, lo que permite llenar los espacios interpolimericos con agua, obligando a la cadena de polímero a alejarse de otras cadenas, este fenómeno podría afectar de forma negativa a la interfaz de estratificación, misma que conduce a la deformación de la resina y separa las capas impresas (12). La presencia de vacíos en resinas impresas en 3D se confirmó con microscopía electrónica de escaneo según Perea-Lowery L et al. El agua que se absorbe se esparce y penetra los espacios y vacíos, lo que podría explicar el aumento de los niveles de sorción de agua en resinas impresas en 3D. Es por ello que el proceso de postpolimerización en resinas impresas en 3D es un proceso importante, mismo que no puede ser omitido, ya que contribuye a la minimización de los efectos

negativos que producen la sorción pues evita deformaciones y fracturas prematuras, por lo cual es un proceso esencial que garantiza que las resinas mantengan sus propiedades funcionales a largo plazo, en especial en entornos húmedos como es la cavidad oral (12).

Como mencionan Gad M et al, en su estudio la sorción de agua de resinas impresas en 3D aumentó en comparación con la resina de termocurado. Estos datos fueron similares a los estudios de Perea-Lowery y Berli et al., que encontraron valores de sorción de agua más altos para resinas impresas en 3D (12,14,15).

Diversos estudios han demostrado que el PMMA absorbe agua lentamente durante un período de tiempo, esto se debe a las propiedades polares de las moléculas de resina, en el estudio de Hakan S. et al, se menciona que la sorción de los diferentes tipos de resinas acrílicas es de 10 a 25 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (13,16). El resultado mencionado en el estudio demuestra que existe similitud con los resultados que se obtuvieron en la presente investigación donde los resultados de la sorción del PMMA fueron en un rango de 20 a 25 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Así también Miettinen et al, afirmaron que la sorción de agua y la solubilidad dependían de la homogeneidad del material. Es decir, cuanto más homogéneo es un material menos agua absorbe y menos soluble es, una elevada porosidad facilitará el transporte de fluidos dentro y fuera de la red, lo que resulta en una mayor sorción de agua (16).

Entre las desventajas que se encuentran al tener una sorción elevada en el PMMA es que el agua tiene un efecto plastificante misma que liberará tensiones, por lo tanto, estas tensiones internas provocan distorsiones en el material, las manifestaciones clínicas que se asocian a estos efectos son la contracción durante el curado, el enfriamiento y el acabado, posteriormente, se observará una expansión debido a la absorción de agua (17).

Diversos autores han demostrado que se producen cambios tridimensionales independientemente de la técnica de procesamiento o de la resina elegida (17).

De manera general se puede mencionar que los procesos de sorción pueden provocar cambios dimensionales en los materiales, pueden afectar a sus propiedades mecánicas, pueden producir cambios en el color de las restauraciones, empeorando su aspecto estético, o alterar su biocompatibilidad, puesto que los componentes liberados podrían afectar a las células pulpares (18).

Los resultados que se obtuvieron en la presente investigación se fundamentan en base a la norma ISO 4049 del año 2009 para biomateriales dentales misma que estableció menos de 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ como una sorción ideal para materiales dentales. Sin embargo, el grupo de resina impresa en 3D en el presente estudio obtuvo un valor de media de 46,11 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, este resultado se asemeja al obtenido en el estudio de Berli et al, donde se menciona una sorción de 45,55 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Valor que no cumple con la norma mencionada como ideal, infiriendo que pueden presentarse problemas en el material provisional y por ende un fracaso clínico (14,15).

En la investigación se acepta la hipótesis de investigación, debido a que, si existió diferencia significativa en la capacidad de sorción acuosa entre las resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y las resinas PMMA de termocurado, donde las resinas PMMA de termocurado fue el que presentó una sorción baja con una media de 22.60 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ considerada como sorción idónea para materiales dentales.

En base a la literatura citada en el presente estudio, se ha demostrado que existen diferencia significativa en base a la sorción entre la resina PMMA de termocurado y las resinas impresas en 3D, lo cual es importante para saber seleccionar de manera adecuada los diferentes materiales dentales. Aunque las resinas impresas 3D presentan ventajas importantes como la rapidez y una buena precisión, también presenta una desventaja importante que son los valores elevados de sorción mismos que podrían implicar complicaciones clínicas. Por otro lado, las resinas PMMA de termocurado presentaron un comporta-

miento mucho más favorable en cuanto a la sorción, siendo estas consideradas como adecuadas en cuanto a esta propiedad física. Estos resultados sugieren seguir investigando y optimizando las resinas impresas en 3D para disminuir los riesgos asociados a la alta sorción.

Conclusiones

- La sorción de la resina impresa en 3D presentó un valor de $45,55 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, mismo que es considerado estadísticamente alto en relación a la teoría expuesta.
- El valor de sorción de la resina PMMA fue de $22,60 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ valor que se encuentra dentro del rango que es considerado como idóneo para materiales dentales.
- En el presente estudio, en base al método de experimentación expuesto, se ha demostrado que cuando se comparó entre grupos, la resina PMMA presentó una sorción estadísticamente menor en comparación con la resina impresa 3D.

Recomendaciones

- Se recomienda en futuras investigaciones realizar un proceso de termociclado, siendo este un procedimiento de envejecimiento artificial de los materiales dentales y que podría interferir en los resultados obtenidos en la presente investigación.
- Se recomienda realizar estudios in vitro que evalúen una de las propiedades físicas más importantes de los materiales dentales como es la sorción, pero en este caso se sugiere comparar entre si otro tipo de resinas dentales, y con ello obtener más investigaciones futuras que ayuden a una elección adecuada de materiales para aplicaciones odontológicas.
- Se recomienda en futuros estudios in vitro aumentar el tiempo de postpolimerización con el objetivo de evaluar si existe una diferencia significativa en los resultados obtenidos.

Bibliografía

1. 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 (Basel)* [Internet]. 2022 Jun 30;14(13):2691. Available from: <https://www.mdpi.com/2073-4360/14/13/2691>
2. Díez-Pascual AM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of-the-Art. *Int J Mol Sci* [Internet]. 2022 Sep 7;23(18):10288. Available from: <https://www.mdpi.com/1422-0067/23/18/10288>
3. Shen C, Ralph Rawls H, Esquivel-Upshaw JE. *Phillips CIENCIA de los MATERIALES DENTALES*. 13 Edición. Elsevier; 2022.
4. Alshaikh AA, Khattar A, Almindil IA, Alsaif MH, Akhtar S, Khan SQ, et al. 3D-Printed Nanocomposite Denture-Base Resins: Effect of ZrO₂ Nanoparticles on the Mechanical and Surface Properties In Vitro. *Nanomaterials* [Internet]. 2022 Jul 18;12(14):2451. Available from: <https://www.mdpi.com/2079-4991/12/14/2451>
5. Orquín González E. Tecnología de las resinas compuestas en la Odontología Conservadora [Internet]. 2020. Available from: <https://revistahigienistas.com/tecnologia-de-las-resinas-compuestas/>
6. Pérez Pérez M, Pérez Ferrás ML, Pérez Rodríguez AT, Hechevarría Pérez ZM, Pérez Pérez A. Aplicaciones de biomateriales en la Estomatología. *Correo Científico Médico* [Internet]. 2018 [cited 2025 Apr 29];22(4):667-80. Available from: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1560-43812018000400012&lng=es&nrm=iso&tling=es

7. Shillingburg HT, Sumiya H, Whitsett LD. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Tercera Ed. 2006.
8. Espinar C, Della Bona A, Tejada-Casado M, Pulgar R, Pérez MM. Optical behavior of 3D-printed dental restorative resins: Influence of thickness and printing angle. *Dent Mater* [Internet]. 2023 Oct;39(10):894-902. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564123001859>
9. Namano S, Kanazawa M, Katheng A, Trang BNH, Hada T, Komagamine Y, et al. Effect of support structures on the trueness and precision of 3D printing dentures: An in vitro study. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2024;68(1):JPR_D_22_00266. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpr/68/1/68_JPR_D_22_00266/_article
10. Barrios KDM. Composición de resina líquida curable por radiación, especialmente para estereolitografía de obtención de objetos tridimensionales. 2019;
11. ISO. Dentistry – Polymer-based restorative materials. 2019.
12. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L V. 3D-Printed vs. Heat-Polymerizing and Autopolymerizing Denture Base Acrylic Resins. *Materials* (Basel) [Internet]. 2021 Oct 3;14(19):5781. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/19/5781>
13. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The Evaluation of Water Sorption/Solubility on Various Acrylic Resins. *Eur J Dent* [Internet]. 2008 Jul 27;02(03):191-7. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0039-1697377>
14. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, Albarrak A, Khan SQ, Alshahrani FA, et al. Water Sorption, Solubility, and Translucency of 3D-Printed Denture Base Resins. *Dent J* [Internet]. 2022 Mar 9;10(3):42. Available from: <https://www.mdpi.com/2304-6767/10/3/42>
15. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020 Dec;124(6):780-6. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391319307048>
16. Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1997 May;77(5):531-4. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391397701471>
17. Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2003 Dec 26;30(12):1157-61. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2842.2003.01189.x>
18. Ivaca MJ, Ceballos L, Fuentes M V, Osorio R, Toledano M, García-Godoy F. Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina. *Av Odontoestomatol*. 2003;19(6):283-9.

Para referenciar aplique esta cita:

Paredes Silva OP, Garrido Villavicencio PR. Sorción de resinas fotopolimerizables para impresoras 3D y resinas de PMMA de termocurado. Estudio In Vitro. *REV-SEP* [Internet]. 30 de enero de 2025; 26(1):19-30. Disponible en: <https://rev-sep.ec/index.php/johs/article/view/322>