



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

Tesis

**“Adición de óxido de grafeno a resina acrílica autopolimerizable,
termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas”**

PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN REHABILITACIÓN
ORAL**

PRESENTA:

L.E. BRENDA SILVIA GALLEGOS GUTIÉRREZ
ID:222450014

DIRECTOR DE TESIS

D.C. CAROLINA SÁMANO VALENCIA
ID: 100526470

DIRECTOR METODOLÓGICO

D.C. JULIA FLORES TOCHIHUITL
ID:100228022

DIRECTOR DISCIPLINARIO

M.R.O. NORMA ELI GUZMÁN JUÁREZ
ID:100525992

ASESOR EXTERNO

D.C. JÉSSICA ROSAURA CAMPOS DELGADO
ID: 22327

LECTOR

D.C. OLIVIA HERNÁNDEZ CRUZ
ID: COL537335

Junio 2024

I. Aprobación de impresión de tesis



Oficio No. FESIEP/CIFE/051/2024

C. Brenda Silvia Gallegos Gutiérrez
Estudiante de la Maestría en Estomatología
Con opción en Terminal en Pediatría
Matrícula No.: 222450014
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; para comunicarle una noticia importante en relación con su proceso académico.

Con agrado, le informo que la Secretaría de Posgrado ha otorgado la aprobación para la impresión de su Tesis Titulada:

"Adición de óxido de grafeno a resina acrílica autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas"

Esta tesis está inscrita en el libro de registros No. 07, página 01, con el No. de asignación 2022188, en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica. Usted presentará esta tesis para realizar su examen profesional y así obtener el grado de Maestría en Estomatología.

La aprobación de la impresión de su tesis represente un hito significativo en su trayectoria académica y profesional. Es el reflejo de su arduo trabajo, dedicación y la profundidad de su investigación en el campo de la Estomatología.

Le insto a que proceda con los pasos necesarios para la impresión y presentación de Tesis, cumpliendo con todas las normativas y plazos establecidos por la Facultad. Esto incluye la revisión final de su documento, asegurándose de que desempeñe todos los requisitos académicos y formatos establecidos, así como la coordinación con la Secretaría para la programación de su examen profesional.

Para cualquier consulta, aclaración o información adicional, le invito a contactar directamente a este Posgrado, estamos aquí para asistirle en cada paso restante de su proceso académico.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a viernes 07 de junio de 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

*Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis - C. Brenda Silvia Gallegos Gutiérrez- Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Rehabilitación Oral - S.I.E.P. - Facultad de Estomatología - B.U.A.P. (origina) - p.s.c.y.a.

*C.c.p. Archivo

*MCO. FJMA/MEP. GNRCO/yaneth

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

II. Formato de impresión de tesis

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: **Maestra en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral**

No. Registro CIFE: 2022188. **Fecha de Registro ante CIFE:** jueves 27 de octubre del 2022.

Título de la Tesis: "Adición de óxido de grafeno a resina acrílica autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas"


Nombre del alumno: Brenda Silvia Gallegos Gutiérrez.

Matrícula: 222450014.

Domicilio: Privada Morelos entre 75 y 80 ave. #1609 Col. Inviqroo Cuzamil. Cozumel, Quintana Roo.

Tel: 22 23 06 17 02.

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 03 de enero del 2022.

Firma: 

Director de Tesis: DC. Carolina Sámano Valencia.

Grado académico: Doctora en Ciencias.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100526470.

Tel: 44*48 19 18 22.

Firma: 

Director Disciplinario: MEI. Norma Eli Guzmán Juárez.

Grado académico: Maestra en Rehabilitación Oral.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100525992.

Tel: 22*91 61 11 42.

Firma: 

Director Metodológico: DC. Julia Flores Tochihuitl.

Grado académico: Doctora en Ciencias.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100228022.

Tel: 22*25 46 67 11.


Firma: 

Asesor externo: DC. Jessica Rosaura Campos Delgado.

Grado académico: Doctora en Ciencias.

Adscripción: Universidad de la América Puebla **ID:** 22327

Tel: 44*41 89 62 34.

Firma: 


Lector: DC. Olivia Hernández Cruz.

Grado académico: Doctora en Ciencias.

Adscripción: Facultad de Ciencias Químicas.

ID: COL537335

Tel: 55*34 54 10 06.

Firma: 

Nombre y firma de aprobación del coordinador de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en Rehabilitación Oral.

MEI. Guillermo Franco Romero

Firma: 

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.


MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana



Fecha actual: lunes 10 de junio del 2024.

Sello 

III. Constancia de cambio de título



Constancia No. FESIEP/CIFE/253/2024

DC. Carolina Sámano Valencia
Responsable del Proyecto de Investigación
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarte un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP, Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Es mi deber informarte acerca de una actualización significativa relacionada con el Proyecto de Investigación (Colectivo) que Usted lidera.

Título original:

"Adición de óxido grafeno a resina autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas".

Fue presentado por el equipo compuesto por:

No.	Cargos	Nombres	ID - Matrículas
1	Responsable del Proyecto de Investigación:	DC. Carolina Sámano Valencia	100526470
2	Directora Disciplinaria:	MEL. Norma Eli Guzmán Juárez	100525992
3	Directora Metodológica:	DC. Julia Flores Tachihuitl	100228022
4	Asesora Externa:	DC. Jéssica Rosaura Campos Delgado	S/N
5	Estudiante de Maestría en Estomatología <u>Terminal en Rehabilitación Oral</u>	C. Brenda Silvia Gallegos Gutiérrez	222450014

Dicho proyecto fue registrado en el libro de registros, 07, página 01, bajo el No. de asignación 2022188, con fecha asentada el día jueves 27 de octubre del 2022, ante el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E.).

Se hace constar, que, el día jueves 06 de junio del presente año, el C.I.F.E. recibió su notificación de Cambio de Título de su Proyecto de Investigación. Tras su revisión y aprobación.

El título ha sido modificado a:

"Adición de óxido de grafeno a resina acrílica autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas".

Por lo anterior, el equipo de investigación y los roles asignados permanecen inalterados. Es importante destacar que esta actualización para para efectos legales y administrativos pertinentes.

Sin más por el momento y esperando una colaboración continua, le reitero mi disposición para cualquier consulta o aclaración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a jueves 06 de junio del 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.p. Archivo
*MCO, FJMA/MEP, GNRCQ/yaneth

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología | 31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

IV. Oficio de aceptación de proyecto C.I.F.E.



Oficio No. FESIEP/CIFE/089/2022

ASUNTO: Dictamen

**A quien corresponda
P R E S E N T E:**

*La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado con base a lo estipulado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio hace **CONSTAR** que:*

*El Proyecto de Investigación (Colectivo) “Adición de óxido grafeno a resina autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado: evaluación de propiedades físicas” presentado por el Responsable del proyecto: DC Carolina Sámano Valencia ID 100526470; teniendo como Director Metodológico: DC. Julia Flores Tochiuitl ID 100228022; teniendo como Director Disciplinario: M.R.O. Norma Eli Guzmán Juárez; ID 100525992; como Asesor externo: D.C. Jéssica Rosaura Campos Delgado; teniendo como alumno a la C. Brenda Silvia Gallegos Gutiérrez, matrícula 222450014; ha sido **ACEPTADO** y queda registrado en esta secretaría en el libro de registros 07 en la hoja 01 con No. de registro 2022188.*

Se extiende la presente constancia en la Heroica Puebla de Zaragoza a los veintisiete días del mes de octubre del año dos mil veintidós.

Atentamente

“Pensar bien, para vivir mejor”

H. Puebla de Z., a 27 de octubre de 2022

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



V. Reporte de similitud anti plagio

tesis final

ORIGINALITY REPORT

19%

SIMILARITY INDEX

19%

INTERNET SOURCES

10%

PUBLICATIONS

0%

STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1

hdl.handle.net

Internet Source

8%

2

repositorioinstitucional.buap.mx

Internet Source

2%

3

Yu Tsung Wu, Panos Papaspyridakos, Kiho Kang, Matthew Finkelman, Yukio Kudara, André De Souza. "Accuracy of Different Surgical Guide Designs for Static Computer-Assisted Implant Surgery: An in vitro Study", *Journal of Oral Implantology*, 2021

Publication

<1%

4

dokumen.pub

Internet Source

<1%

5

Licia Manzon, Giovanni Fratto, Eros Rossi, Alfio Buccheri. "Periodontal health and compliance: A comparison between Essix and Hawley retainers", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2018

Publication

<1%

VI. Agradecimientos

Académicos

Primeramente, agradezco a Dios por haberme dado la oportunidad de llegar hasta este momento tan importante de mi formación profesional y por haberme dado las fuerzas para superar los obstáculos que a lo largo de este tiempo se presentaron.

A todas las personas que de una u otra forma permitieron la realización de este trabajo de investigación.

En especial a mi directora de tesis la Dra. Carolina Sámano Valencia, quien me brindó su apoyo incondicional durante todo el desarrollo del proyecto sin importar el día y la hora. Dra., gracias por su paciencia y por compartirme no solo de su tiempo sino también de su conocimiento.

A la Dra. Julia Flores Tochiuitl por abrirme las puertas de su laboratorio y por apoyarme en todo lo que necesité durante la elaboración de este proyecto. Dra. Es un gran ejemplo de amor a la investigación, gracias por contagiarme aunque sea un poco de ello.

A la Dra. Norma Guzmán Juárez, Dra. no solo le agradezco como parte de este proyecto, sino también por su excelente labor como docente en la clínica, gracias por ayudarme a creer en mí y por compartirme de su sabiduría, estoy segura de que el posgrado no seguirá siendo el mismo sin usted.

A la Dra. Jessica Campos Delgado por haberme brindado el óxido de grafeno en forma líquida que fue importante para el inicio de las pruebas piloto y a la Dra. Olivia Hernández Cruz por proporcionarme el óxido de grafeno en polvo que finalmente fue el utilizado para llevar a cabo el resto de las pruebas. Sepan que ustedes fueron piezas fundamentales para lograr esta investigación.

A mi coordinador, el Dr. Guillermo Franco Romero, por haber confiado en mí y por abrirme las puertas de este reconocido posgrado, por brindarme siempre su ayuda, por alentarme a mejorar, por su motivación y su cariño. Dr., Le estaré eternamente agradecida por sacar la mejor versión de mí y por plasmar en mi sus enseñanzas.

A todos mis maestros que a lo largo de mis estudios de maestría aportaron sus conocimientos invaluable, sugerencias y apoyo para mi formación profesional, pero sobre todo gracias por su gran paciencia. Sepan que me llevo una gran cantidad de aprendizajes gracias a ustedes.

A mis compañeros de generación por el equipo que formamos, llegaron siendo unos desconocidos para terminarse convirtiendo en mi familia. Mariana, Dulce, Rodrigo, Bryan y Lucas, gracias por los buenos momentos que viví con ustedes y lo más importante, gracias por brindarme su amistad, cada uno ha dejado una huella muy grande en mí, los quiero y los admiro demasiado.

A la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, mi alma mater, por darme las herramientas necesarias para formarme como persona y como profesional, es un orgullo pertenecer a esta institución.

Personales

A mis padres, León y Rosy, por ser el pilar más importante de mi vida y porque, sin escatimar esfuerzo alguno, han hecho muchos sacrificios para que logremos ser personas de provecho. Papá y mamá, gracias por su infinito cariño, paciencia, comprensión y apoyo, pero sobre todo, por haberme heredado el amor más preciado que un hijo puede recibir. Gracias por tomar de mi mano en los momentos de luz y de oscuridad y por ser los principales promotores de mis sueños, me siento inmensamente afortunada de ser su hija. “Si me ven volar, recuerden que ustedes me dieron las alas”.

A toda mi familia, en especial a mi abuelita Silvia, a mi hermano César y cuñada Jackie, que vivieron de cerca el estrés, las noches de desvelo y a la vez, mi ausencia en casa, gracias por apoyarme y brindarme siempre su cariño y comprensión.

Este proyecto va dedicado a todos ustedes y a las personas que a lo largo de mi vida han dejado de estar conmigo para estar en mí.

“Quien tiene algo porqué vivir, es capaz de soportar cualquier cómo” -Nietzsche.

VII. Índice

1. INTRODUCCIÓN	13
2. ANTECEDENTES	15
2.1 ANTECEDENTES GENERALES	15
2.1.1 Historia	15
2.1.2 Polímeros	16
2.1.3 Mecanismos de polimerización.....	17
2.1.4 Resinas acrílicas	19
2.1.5 Materiales para confección de restauraciones provisionales fijas.	20
2.1.5.1 PMMA termopolimerizable (PMMA TP).....	21
2.1.5.2 PMMA autopolimerizable (PMMA AP)	23
2.1.5.3 PMMA fotopolimerizable	24
2.1.5.4 PMMA prepolimerizado CAD CAM.....	25
2.1.6 Técnicas para confección de provisionales fijos	26
2.1.7 Materiales para refuerzo de PMMA	28
2.1.8 Grafeno	28
2.1.8.1 Enfoque químico para producción de óxido de grafeno.....	29
2.1.8.2 Uso de grafeno en Odontología	31
2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	33
2.2.1 Grafeno y sus derivados incorporados a PMMA	33
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	38
3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	38
4. JUSTIFICACIÓN	39
5. HIPÓTESIS	40
5.1 Hipótesis de investigación	40
5.2 Hipótesis nula	40
6. OBJETIVOS	41
6.1 Objetivo general	41
6.2 Objetivos específicos	41

7. MATERIAL Y MÉTODOS.....	42
7.1 Diseño del estudio	42
7.2 Población y muestra	42
7.3 Criterios de selección.....	43
7.3.1 Inclusión	43
7.3.2 Exclusión	43
7.3.3 Eliminación	43
7.4 Variables (definición conceptual, definición operacional, escalas y categoría)...	44
7.5 Concordancia y fiabilidad.....	45
7.6 Ubicación espacio temporal.....	47
7.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección	47
7.7.1 Síntesis de óxido de grafeno, incorporación a PMMA, Pruebas de flexión, translucidez y evaluación de la superficie.	47
7.7.2 Confección de muestras PMMA termopolimerizable (NicTone)	48
7.7.3 Confección de muestras PMMA autopolimerizable (NicTone).....	51
7.7.4 Muestras CAD PMMA/OG	53
7.8 Análisis estadístico	58
8. RESULTADOS	59
8.1 Espectroscopía Infrarroja por transformada de Fourier	59
8.2 Prueba de resistencia a la flexión	65
8.3 Prueba de translucidez	67
8.4 Evaluación de la superficie	69
9. DISCUSIÓN	72
10. CONCLUSIÓN.....	77
11. BIOÉTICA.....	78
12. BIBLIOGRAFÍA	79
13. ANEXOS.....	89

1. INTRODUCCIÓN

Hoy en día, existen diversas alternativas de materiales para la fabricación de prótesis dentales, tanto para tratamientos fijos como removibles. En el caso específico de dentaduras completas monomaxilares, a pesar del reconocido éxito de los implantes dentales y de los materiales basados en resina bisacrílica, el polimetilmetacrilato (PMMA) es una opción considerada debido a su manejo sencillo, costos bajos y biocompatibilidad. No obstante, es importante señalar que el PMMA presenta algunas limitaciones, como el hecho de que se contraiga durante su fabricación, que absorba agua, que sea susceptible a la adhesión de bacterias y que presente una resistencia a la fractura relativamente baja, lo cual disminuye su idoneidad como material a elegir según los resultados obtenidos en pruebas físicas y mecánicas.

Para mejorar el rendimiento del PMMA, se han propuesto diversas innovaciones, como la utilización de discos prepolimerizados CAD / CAM (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing), que permiten controlar los valores de temperatura y presión durante un proceso inicial. Esto resulta en un material de alta densidad sin porosidades, que exhibe propiedades mecánicas superiores, reduciendo así el riesgo de fractura. Sin embargo, este enfoque también conlleva un aumento en el costo del material. Además, se ha explorado la posibilidad de incorporar rellenos al PMMA, aprovechando los avances en nanotecnología. Estos rellenos buscan mejorar las propiedades mecánicas del material al interactuar con la matriz polimérica del PMMA. También se pretende abordar el problema de la adhesión bacteriana que ocurre en el entorno oral. Un ejemplo prometedor en este sentido es el óxido de grafeno (OG), un nanomaterial conocido por sus notables propiedades térmicas y mecánicas.

En la literatura actual, se pueden encontrar estudios *in vitro* que investigan la incorporación del OG al PMMA, así como también el estudio de discos previamente polimerizados con esta adición. Sin embargo, hay cierta discrepancia

en cuanto a si el OG realmente aumenta las propiedades físicas y mecánicas del PMMA, lo que genera interrogantes en este ámbito. Por consiguiente, el objetivo de esta investigación es modificar el PMMA mediante la incorporación de OG y luego someterlo a pruebas mecánicas. De esta manera, se busca esclarecer si esta modificación efectivamente mejora las propiedades mecánicas del PMMA, proporcionando así una aportación significativa al cuerpo de conocimiento en este campo.

PALABRAS CLAVE: PMMA, óxido de grafeno, resistencia flexural.

2. ANTECEDENTES

2.1 ANTECEDENTES GENERALES

2.1.1 Historia

La pérdida de órganos dentarios derivada de enfermedades sistémicas, agenesia o accidentes, ha sido una preocupación constante con el paso del tiempo. Para devolver tanto la funcionalidad como la estética de la cavidad oral, se requiere el uso de diversos materiales, todos ellos con ciertos criterios a satisfacer, como la compatibilidad con el cuerpo humano, el bajo costo y la facilidad de empleo para una confección sencilla (1). Históricamente, se han utilizado varios materiales para la fabricación de prótesis dentales. La madera fue uno de los primeros materiales empleados debido a su disponibilidad, bajo costo y facilidad de manipulación. No obstante, su desempeño en ambientes húmedos, como la cavidad oral, era deficiente y sufría un deterioro gradual. El hueso también fue utilizado por su fácil alcance y su mejor estabilidad dimensional en comparación con la madera. Sin embargo, presentaba problemas de estética y de higiene. El marfil contaba con mayor estabilidad en el entorno bucal, pero su principal desventaja era su alto costo. Después de 1774, la porcelana se convirtió en un material popular para prótesis dentales debido a su facilidad de confección, biocompatibilidad con los tejidos y resistencia a la deformación. También había materiales como la vulcanita, el oro, la gutapercha, el caparazón de tortuga y el aluminio que fueron utilizados para la fabricación de prótesis dentales, pero ninguno de ellos satisfacía completamente todos los requisitos necesarios (2).

En 1936 Rhom et al. introdujeron PMMA en presentación de bloque, luego Nemours en 1937 la presentación de polvo.

Al mismo tiempo, en 1937, el Dr. Wright propuso el polimetilmetacrilato como material idóneo para prótesis, marcando así un hito en el desarrollo de la odontología protésica (3-4).

2.1.2 Polímeros

Los polímeros sintéticos han sido ampliamente utilizados en diversas aplicaciones odontológicas, incluyendo la fabricación de prótesis dentales, portaimpresiones individuales, guardas oclusales, guías quirúrgicas y restauraciones provisionales, entre otros. Estos materiales son apreciados por sus propiedades físico-mecánicas y estéticas adecuadas. En la actualidad, muchos de estos materiales son basados en polimetilmetacrilato (PMMA), que se caracteriza por su fácil técnica de procesamiento y su bajo costo (5-8).

Entre las ventajas del PMMA, se incluye su estabilidad de color en entornos dentales y su poca solubilidad en fluidos orales, lo que lo convierte en un material a elegir para dentaduras. En la Tabla 1 (8) se detallan los criterios de elección para este tipo de materiales.

Tabla 1 Criterios ideales del material para dentaduras

Estética natural
Manipulación, limpieza y reparación sencilla
Alto grado de dureza, fuerza, resistencia y rigidez
Resistencia a la adherencia de bacterias
Resistencia a la deformación
Reproducción de detalle
Ausencia de productos tóxicos, sin sabor y sin olor
Baja densidad
Poca o nula absorción de fluidos orales
Buena conducción de calor
Buena adherencia a otros materiales como al metal y a la porcelana
Radiopaco
Bajo costo
Vida útil aceptable

Sin embargo, también existen una serie de desventajas que debemos tener en cuenta:

- 1.- Reducción en tamaño durante su elaboración.
- 2.- Captación de humedad que induce modificaciones en las medidas (9).
- 3.- Degradación progresiva a largo plazo afectada por aspectos biológicos (10).
- 4.- Escasa capacidad para resistir la fractura.
- 5.- Propensión a la acumulación de bacterias (11).

2.1.3 Mecanismos de polimerización

Tipos de activación

El polimetilmetacrilato (PMMA) se clasifica de acuerdo con su tipo de activado, es decir, mediante luz, calor o químicamente. Generalmente se presentan en polvo y líquido. En el PMMA autopolimerizable, el iniciador que suele ser el peróxido de benzoílo, se activa gracias una amina aceleradora presente en el polvo. Por otro lado, en el PMMA activado por calor, el iniciador se descompone a temperaturas superiores a los 60°C y requiere un proceso cercano a las 7 horas (12).

La polimerización se refiere al procedimiento químico mediante el cual las moléculas de monómero se convierten en polímeros. Este proceso puede ocurrir a través de una reacción de condensación, donde dos moléculas se combinan y producen un subproducto, como agua, o a través de una reacción de adición, donde dos moléculas se unen para formar una tercera (Fig.1). Para la polimerización por adición, es necesario que haya especies reactivas presentes junto con los monómeros para formar especies reactivas más grandes. Estas especies reactivas pueden ser de naturaleza iónica o radicales libres. Los radicales libres se generan a partir de agentes conocidos como iniciadores, que tienen enlaces débiles que se descomponen dando lugar a la formación de dos especies reactivas (13).

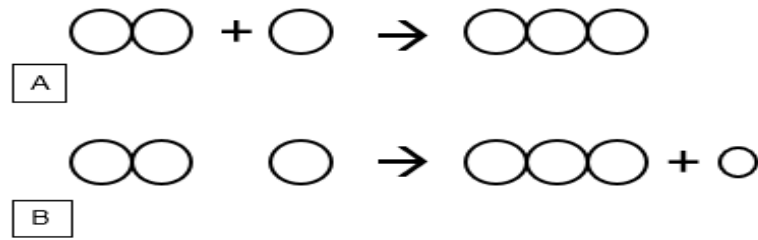


Fig. 1 Tipos de polimerización (A) Adición (Se forman por la unión sucesiva de monómeros)
 (B) Condensación (Con el enlace de unión de cada monómero se libera una molécula (agua)).

Los iniciadores utilizados de manera común incluyen el peróxido de benzoílo y el azobisisobutironitrilo. Estos iniciadores se descomponen mediante calentamiento o mediante activadores químicos, lo que permite el polimerizado a temperatura ambiente. Como ejemplos de activadores químicos tenemos al tri-n-butilborano parcialmente oxidado y las aminas terciarias aromáticas (13-14).

El proceso de polimerizado consta de cuatro etapas:

Activación: En esta fase, el iniciador, como el peróxido, se descompone bajo condiciones térmicas (calor), químicas o radiación, dando paso a la formación de radicales libres.

Iniciación: Los radicales libres resultantes en la etapa de activación reaccionan con las moléculas de monómero, iniciando así la cadena polimérica.

Propagación: Cada nuevo radical formado durante la iniciación reacciona con más moléculas de monómero, dando paso a la formación de nuevas especies reactivas y al crecimiento de la cadena polimérica.

Terminación: Cuando se agotan los monómeros disponibles, se produce el término de la cadena de polímeros. Esto resulta en un polímero formado por cadenas de tamaños diferentes y con posibles ramificaciones.

Durante el proceso de polimerizado del PMMA, se producen varios cambios físicos:

1. Cambios de fase: Los monómeros, que generalmente se presentan en estado gaseoso o líquido, se mezclan con el polímero en forma de polvo para su fácil manipulación. Durante este proceso, habrá un aumento en el peso molecular, lo que incrementa la viscosidad del material volviéndolo rígido. Sin embargo, el grado

de conversión puede disminuir debido a la presencia de monómero no reaccionado y a la velocidad de difusión, lo que puede resultar en la presencia de concentraciones de monómero residual sin reacción.

2. Variación de la temperatura: El efecto de polimerización genera una reacción exotérmica, lo que significa que liberan calor. Las altas temperaturas generadas pueden causar la vaporización de monómeros libres, lo que da lugar a la formación de porosidades en el material polimerizado.

3. Cambios en su dimensión: Durante la polimerización, se producen cambios de volumen debido al rearrreglo de las cadenas de polímero que pueden afectar el tamaño del objeto en su conjunto.

Pese a sus desventajas, el PMMA sigue siendo un material para elegir debido a su fácil elaboración y modificabilidad. Se sugiere la polimerización bajo el agua para el PMMA activado de manera química con la finalidad de aumentar su microdureza. Esto se logra minimizando el monómero residual, ya que la presencia de oxígeno debajo del agua reduce su concentración. Además, la manipulación y la temperatura del agua durante la polimerización influirán en las características finales del material, como la rugosidad, la resistencia flexural, la disminución de su volumen y la existencia de residuos de monómero (15).

2.1.4 Resinas acrílicas

Estas resinas derivan del ácido acrílico y se caracterizan por ser polímeros duros e incoloros, así mismo, se clasifican como materiales termoplásticos. Es importante destacar que no todas las resinas utilizadas en odontología están fabricadas exclusivamente de polimetil metacrilato, en ciertos casos, también presentan resina de vinilo (16-17). Los polímeros están clasificados en cinco tipos, los cuales están descritos en la Tabla 2 (18).

Tabla 2 Clasificación de los polímeros

Tipo	Clase	Descripción
1		1 Polímeros termopolimerizable, polvo y líquido
		2 Polímeros termopolimerizable, preforma
2		1 Polímeros termopolimerizable, polvo y líquido
		1 Polímeros autopolimerizable, polvo y líquido vertibles
3	-	Polímeros termoplásticos
4	-	Materiales fotopolimerizables
5	-	Materiales polimerizables en microondas

Cada clase de polímero necesita satisfacer los requisitos mecánicos establecidos por la norma No. 12 sobre polímeros utilizados como base de prótesis. Estos requisitos se detallan en la Tabla 3 (18).

Tabla 3 Requisitos según la Norma No – 12 para polímeros

Requerimiento	Fuerza flexural	Módulo flexural	Monómero residual	Sorción	Solubilidad
	MPa min.	MPa min.	Porcentaje máx.	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$ máx.	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$ máx.
Tipo 1,3,4 y 5	65	2000	2,2	32	1.6
Tipo 2	60	1500	4,5	32	8.0

MPa: megapascales.

$\mu\text{g}/\text{mm}^3$: microgramo por milímetro cúbico.

2.1.5 Materiales para confección de restauraciones provisionales fijas.

Las restauraciones de uso temporal desempeñan un papel crucial en la fase restaurativa, especialmente en el contexto de coronas y prótesis fijas. Dichas restauraciones temporales cumplen diversos roles importantes, que incluyen: Diagnóstico previo a restauraciones definitivas: Las restauraciones temporales

permiten evaluar la adecuación del diseño y la estética antes de proceder con la restauración definitiva. Protección pulpar: Protegen la pulpa dental contra agentes físicos, químicos y térmicos, proporcionando un ambiente adecuado para la curación y la salud pulpar. Mantenimiento de la estabilidad y función oclusal: Las restauraciones temporales ayudan a mantener estable la función oclusal adecuada durante el período de tratamiento. Proporcionar fuerza, retención y estética: Las restauraciones temporales también brindan al diente tratado la fuerza necesaria para resistir las fuerzas de masticación, así como la retención adecuada para mantenerse en su lugar. Además, contribuyen a mantener la estética del área restaurada hasta que se complete la restauración definitiva. En resumen, las restauraciones temporales son fundamentales para el éxito predecible de los tratamientos restauradores, ya que permiten una evaluación cuidadosa, protegen la pulpa dental, mantienen la función oclusal y proporcionan fuerza, retención y estética durante el proceso de tratamiento.

Así mismo, la decoloración de las restauraciones provisionales, principalmente coronas y puentes durante un tratamiento a largo plazo puede llevar a la insatisfacción del paciente y un costo adicional por reemplazo (19). Ahora bien, se abordarán los materiales de uso común para la fabricación de restauraciones provisionales fijas (20-21).

2.1.5.1 PMMA termopolimerizable (PMMA TP)

La manipulación del acrílico termopolimerizable (Fig. 2), implica la mezcla del líquido (monómero) con el polvo (polímero). La proporción de ambos componentes dicta su proceso y los cambios dimensionales ocurridos durante su endurecimiento. Se ha observado que el monómero de metilmetacrilato (MMA) genera una contracción del 21%, misma que puede ser disminuida utilizando una proporción entre el polvo y el líquido más alta, sin embargo, una alta proporción de polvo/líquido puede comprometer el manejo del material, por lo tanto, se sugiere una proporción en peso de 2.5 partes de polvo por cada parte de líquido, lo que permite un mejor manejo y una contracción alrededor del 5%.

El mezclado de los componentes es realizado al agregar el polvo al líquido de manera lenta y gradual para lograr una buena consistencia. Es importante cerrar el recipiente durante este proceso para evitar que el monómero se evapore, lo que podría provocar porosidades, opacidades o manchas en la restauración final. Durante la mezcla, la apariencia de la mezcla experimenta varios cambios físicos. Comienza con una etapa arenosa, seguida de una etapa filamentosa, luego una etapa plástica, una elástica y finalmente una rígida, lo que indica la progresión de la polimerización y el endurecimiento del material (22).

El proceso de curado del metilmetacrilato al polimetilmetacrilato (MMA al PMMA) sigue varios pasos:

- Descomposición del iniciador de peróxido de benzoílo a temperaturas superiores a 65°C, lo que inicia la reacción de polimerización

- Reacción exotérmica, lo que significa que libera calor a medida que avanza.

- Es importante mantener la temperatura del proceso dentro de ciertos límites para evitar problemas como la porosidad en el material. El monómero ebulle cuando alcanza los 100.3°C, si se supera esta temperatura, puede resultar en un material poroso.

- El nivel de conversión durante la reacción de polimerización afecta el contenido final de monómero residual en el PMMA. Este contenido residual puede tener implicaciones en las propiedades finales del material y aumentar las posibilidades de reacciones alérgicas en el paciente. Por lo tanto, los fabricantes suelen recomendar ciclos de curado específicos para garantizar una polimerización adecuada. Estos ciclos pueden variar en términos de temperatura y duración. Por ejemplo, un ciclo comúnmente utilizado implica someter el acrílico a 70°C por 7 horas, seguido de 100°C durante 3 horas. Además de los métodos tradicionales de curado, se han sugerido otros enfoques, como el curado a baja temperatura durante un período prolongado (por ejemplo, 74°C durante 9 horas) o curado a alta temperatura durante un período corto (100°C durante 20 minutos). También se ha explorado el uso de microondas como método de curado, una técnica que se introdujo en 1968 (22).



Fig. 2 Acrílico termopolimerizable de la marca Nictone.

2.1.5.2 PMMA autopolimerizable (PMMA AP)

La mezcla del acrílico autopolimerizable (Fig. 3), se realiza de manera similar al PMMA termopolimerizable, en este caso, el inicio del polimerizado ocurre gracias a que el iniciador que se encuentra en el polímero interactúa con el activador presente en el monómero. Esto conduce a un tiempo de manipulación reducido, durante el cual, el acrílico alcanza de manera rápida su estado de rigidez. Este proceso puede estar acompañado de un aumento en la temperatura debido a la reacción exotérmica de polimerización, sin embargo, debido a su bajo grado de conversión, las resinas acrílicas autopolimerizables suelen presentar propiedades mecánicas inferiores en comparación con el PMMA termopolimerizable, además, tienden a tener una menor estabilidad de color y una mayor absorción de agua.

Estas resinas son comúnmente utilizadas para la reparación de prótesis dentales, la fabricación de aparatos de ortodoncia, restauraciones provisionales y otros dispositivos. No obstante, debido a su grado de conversión relativamente bajo y al estar sujetas a condiciones adversas como las presentes en la cavidad oral, estas resinas tienen una tendencia a la fractura (23).



Fig. 3 Acrílico autopolimerizable de la marca Nictone.

2.1.5.3 PMMA fotopolimerizable

El índice aproximado de fallos en prótesis con este material se encuentra entre 25% y 33%, dando como resultado que este material sea comúnmente usado para la reparación de dentaduras y para la elaboración de aditamentos ortodónticos, portaimpresiones individualizados y aparatos de protección oclusal. La transformación del monómero a polímero en el PMMA fotopolimerizable se ve influenciada por la intensidad y la duración de la exposición a la luz; el grado de polimerización suele estar en el rango del 77% al 97% (24-25).

De acuerdo con un estudio de Hiromori et al., se reporta un contenido residual de monómero del 1.81% al 1.85% en el PMMA termocurado y del 2% al 6% en el PMMA autopolimerizable. El PMMA fotopolimerizable es una opción alterna al PMMA común, ya que cuenta con la ausencia de monómeros residuales e iniciadores como el peróxido de benzoílo. Estas resinas fotopolimerizables se consideran una opción para pacientes que presentan hipersensibilidad a los monómeros residuales e iniciadores como el peróxido de benzoílo, ofreciendo una opción más segura y compatible con la salud bucal (26-27).

2.1.5.4 PMMA prepolimerizado CAD CAM

La tecnología CAD/CAM es uno de los grandes avances en años recientes. Este proceso implica el uso de un programa para el diseño de restauraciones dentales o dispositivos, seguido por un proceso de fabricación, ya sea sustractivo (fresado) o aditivo (impresión 3D). La fabricación de dispositivos con PMMA utilizando tecnología CAD/CAM ofrece diferentes ventajas si se comparan con los métodos convencionales. Aunque no se han observado diferencias llamativas en lo referente a la estética y fonética entre las prótesis fabricadas con este método y las fabricadas de forma convencional, el proceso clínico es más rápido con la tecnología CAD/CAM. Los bloques prepolimerizados de resina PMMA utilizados en este proceso, presentan mejores propiedades mecánicas en comparación con el PMMA convencional, esto se debe a un evento previo de procesamiento en el cual se aplican temperaturas altas y presiones. Tal proceso mejora la polimerización del polimetilmetacrilato, lo que resulta en una reducción de los monómeros libres y las porosidades. Durante el fresado posterior, se evita el efecto de tipo plastificante causado por los residuos de monómeros, lo que mejora la dureza de la superficie y las propiedades de flexura del material. Como resultado, se logra obtener un disco de acrílico compactado con una contracción casi nula y un contenido mínimo de monómero residual. Esto contribuye a una mayor densidad del material, incluso en grosores mínimos, lo que a su vez reduce el riesgo de fractura del dispositivo fabricado (28).

El PMMA termopolimerizado suele presentar cantidades significativas de poros, lo que puede afectar negativamente sus propiedades físicas y estéticas. Sin embargo, se ha observado que la disminución de la porosidad en las restauraciones fabricadas mediante tecnología CAD/CAM tiene varios beneficios, entre ellos la disminución de la absorción de líquidos y una mayor estabilidad en el color (29-31).

Al-Dwairi (32) et al. en el 2020, destacaron diferencias significativas en la fuerza de flexión, resistencia al impacto y módulo flexural al comparar el PMMA termopolimerizable con otros materiales.

En el ámbito de las restauraciones temporales individuales para prótesis fija, un requisito crucial es un gap marginal inferior a 120 μm . Los discos CAD/CAM se han utilizado debido a su homogeneidad y la ausencia de contracción durante la polimerización. En el estudio de Kelvin (33) et al. en el 2016, se observó una menor discrepancia en el margen vertical de coronas provisionales elaboradas mediante tecnología CAD/CAM en comparación con métodos de elaboración convencionales.

Por otra parte, Abdullah (34) y su equipo realizaron un análisis *in vitro* comparativo de coronas provisionales elaboradas con la tecnología CAD/CAM versus métodos convencionales. Enfatizaron que el logro de una buena restauración depende del sellado marginal e interno, concluyendo que se alcanza un mejor nivel de sellado marginal con las restauraciones fabricadas mediante CAD/CAM, destacando la simplicidad del método y la mayor resistencia de las restauraciones debido a la presentación en bloque del material.

2.1.6 Técnicas para confección de provisionales fijos

Las restauraciones temporales son vitales para asegurar el éxito de manera futura de los tratamientos restauradores al proporcionar protección, salud periodontal, estabilidad y función oclusal durante el período de espera antes de la colocación de la restauración final (35).

Actualmente existen diversas formas de elaboración las cuales se describen a continuación. La técnica directa para la fabricación de restauraciones provisionales es una opción rápida y sencilla que implica el siguiente procedimiento: evaluación de la función oclusal, elaboración de una matriz de silicona creada a partir de un modelo que previamente ha sido encerado con propósitos de diagnóstico, la cual servirá como guía para la fabricación de la restauración provisional. Se

realiza la preparación dentaria según sea necesario para la restauración definitiva, posteriormente se evalúa la inserción de la matriz para verificar un ajuste adecuado, se lubrica la preparación para facilitar la colocación y el desalajo de la restauración provisional. Posteriormente se coloca acrílico autocurado dentro de la matriz y se inserta en la preparación dentaria. Se espera a que el acrílico endurezca para posteriormente retirar la matriz antes de que ocurra la fase exotérmica completa, finalmente se verifican contornos y el sellado de la restauración para proseguir con el recorte y pulido hasta obtener una apariencia estética y funcional satisfactoria (36).

Ogawa (37) et al. proporcionaron información relevante sobre cómo la temperatura y el medio de polimerización pueden afectar la adaptación marginal de los materiales utilizados en restauraciones dentales provisionales. Específicamente, encontraron una diferencia llamativa en la adaptación de los márgenes cuando el acrílico se polimerizó en agua a temperaturas de 20°C a 30°C en comparación con polimerización a 20°C en aire.

Por otra parte, la técnica indirecta es una opción muy utilizada para la elaboración de restauraciones provisionales utilizando acrílico termocurable. En esta técnica, el encerado diagnóstico se vacía para crear un modelo que luego se procesa y se somete a las temperaturas adecuadas para obtener la restauración provisional final (38).

En cuanto al flujo de trabajo digital, ha ganado popularidad en la odontología moderna a pesar de la desventaja inicial del costo del equipo. Este enfoque implica la captura de imágenes intraorales y registros de oclusión utilizando un escáner intraoral en donde los datos se convierten en un archivo STL (acrónimo del inglés "Standard Triangle Language" o "Standard Tessellation Language"); el cual es un formato utilizado en diseño asistido por computadora (CAD) que define la forma de objetos en 3D. Este archivo se importa luego a un sistema CAD, donde se diseña la restauración provisional la cual puede fabricarse utilizando un método sustractivo, como el fresado, o un método aditivo, como la impresión 3D.

Las ventajas de esta técnica digital incluyen la reducción significativa del tiempo tanto en la clínica como en el laboratorio, lo que puede agilizar el proceso. Además, el flujo de trabajo digital puede ofrecer mayor comodidad para el paciente y permitir la personalización detallada de la restauración provisional (39).

2.1.7 Materiales para refuerzo de PMMA

Es interesante observar cómo la investigación ha explorado una amplia gama de materiales para mejorar las propiedades físicas y mecánicas del PMMA, uno de ellos son las fibras como lo es la fibra de vidrio, nylon, poliamida y polietileno. Así mismo existe evidencia que reporta el uso de rellenos y nanorellenos como la zirconia, la plata, el titanio, la alúmina, el oro, el zinc, la hidroxiapatita, el sílice, diamantes y materiales provenientes de la familia del carbón (40-41).

La revisión de Gad (42) et al. sobre la incorporación de materiales en el PMMA destaca una notable mejora de las propiedades mecánicas mediante la adición de fibra de vidrio. Este beneficio parece variar según el método de incorporación, la concentración del material añadido y la influencia de los agentes de unión. Además, señalan la importancia de realizar estudios *in vitro* para comprender mejor estas mejoras y su aplicabilidad clínica.

2.1.8 Grafeno

El descubrimiento del grafeno en 2004 por Andre Geim y Konstantin Novoselov marcó un hito importante en la ciencia de los materiales, y les valió el Premio Nobel en Física en 2010. El grafeno, obtenido a partir del grafito, es una forma alotrópica del carbono, que consiste en una sola capa de átomos de carbono dispuestos en un patrón hexagonal similar al panal de abeja. Esta estructura le confiere propiedades únicas como resistencia excepcional y alta flexibilidad debido a los enlaces sp^2 que unen los átomos de carbono, por lo que no es propenso a la ruptura y se considera un excelente conductor de electricidad y calor (43-44).

2.1.8.1 Enfoque químico para producción de óxido de grafeno.

El óxido de grafeno es la forma oxidada del grafito, la cual se puede exfoliar de una manera sencilla en un ambiente líquido para formar monocapas llamadas óxido de grafeno (Fig. 4) (45).

La exfoliación química de láminas de grafeno a partir del grafito es conocida décadas atrás, regularmente es realizada a 60 °C, el producto es limpiado con agua para eliminar ácidos y sales, el procedimiento es repetido hasta lograr un cambio no notable. El OG conserva la estructura de láminas del grafeno pero con alto grado de oxidación y contiene una cantidad significativa de grupos funcionales hidroxilo. Esta estructura hace que el OG sea fácilmente dispersable en agua u otros solventes polares con la ayuda de la sonicación moderada. Sin embargo, la sonicación puede dañar las láminas de óxido de grafeno, lo que puede ser mitigado mediante la introducción de estabilizadores para lograr una suspensión estable. Existen varias técnicas para la producción de óxido de grafeno, entre las cuales se encuentran el método de Brodie, el método de Staudenmaier y el método de Hummers. Cada uno de estos métodos tiene sus propias ventajas y limitaciones en términos de rendimiento, escalabilidad y pureza del producto final (46-47).



Fig. 4 Tubo Eppendorf con óxido de grafeno.

El método de Hummers (Fig. 5), el cual es el más utilizado debido a su relativa simplicidad y capacidad para producir grandes cantidades de OG funcionalizado, El proceso implica la disolución del grafeno en ácido sulfúrico (H_2SO_4) al 10% (en

una proporción de 1 parte de grafeno por 3 partes de ácido sulfúrico en volumen) y su combinación con permanganato de potasio (KMn_4O). Luego, se eleva la temperatura a aproximadamente $\pm 35^\circ\text{C}$ con agitación constante a 1000 rpm durante 2 horas, seguido por la adición de agua destilada y un aumento de la temperatura a 84°C . La muestra resultante se trata nuevamente con ácido sulfúrico concentrado y permanganato de potasio. Después de un periodo de reposo, se lleva a cabo el lavado del sólido obtenido mediante centrifugación y se le agrega el tipo de disolvente de elección (48-49).

La toxicidad del OG está influenciada por varios factores, incluida la cantidad, el tamaño de partícula, la forma, el número de capas y la carga superficial (funcionalización). Investigaciones han arrojado resultados contradictorios sobre la toxicidad del OG, lo que puede deberse a diferencias en las condiciones experimentales y las características específicas del material utilizado en cada estudio. Algunos estudios han demostrado que el óxido de grafeno puede ser tóxico para las células causando daño celular. Sin embargo, otros estudios han encontrado que el OG no afecta el comportamiento celular e incluso puede promover la proliferación y adhesión celular. Se ha sugerido que esta discrepancia podría estar relacionada con la presencia de grupos funcionales que contienen oxígeno (carboxilos, carbonilos e hidroxilos) en la superficie del OG, que pueden influir en su interacción con las células. Se ha observado que el óxido de grafeno no muestra toxicidad en dosis menores a $20 \mu\text{g/ml}$ en fibroblastos. Además, la funcionalización del OG, que implica la añadidura de grupos $-\text{COOH}$ a la superficie a través de un tratamiento ácido del grafeno puro, puede modular su interacción con las células y potencialmente reducir su toxicidad (50-52).

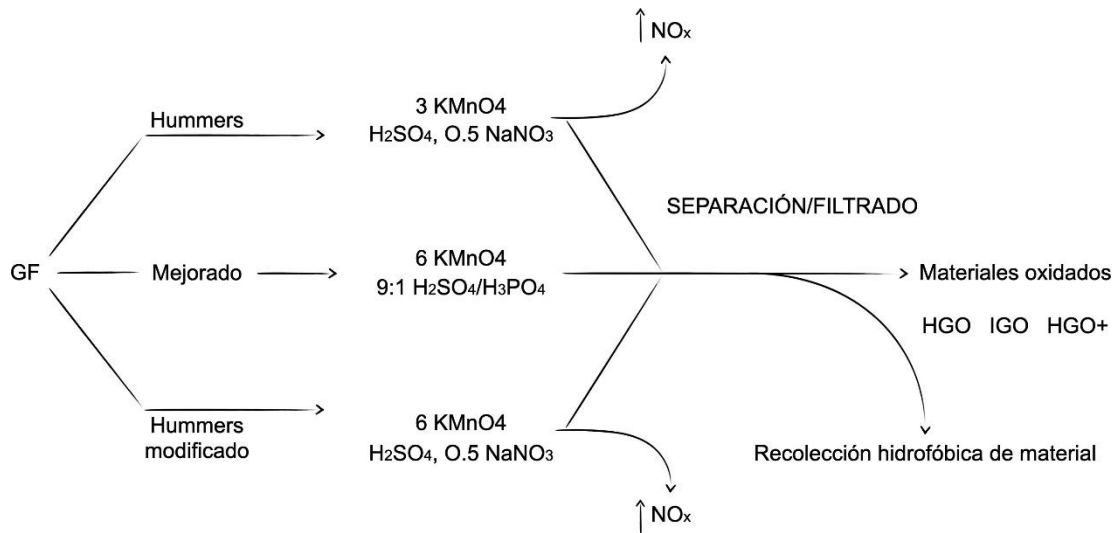


Fig. 5 Métodos de oxidación de láminas de grafito (GF) a OG (Variaciones del método de Hummers) (48-49).

2.1.8.2 Uso de grafeno en Odontología

El grafeno y sus derivados, como el óxido de grafeno (OG) y el óxido de grafeno reducido (rOG), han generado un gran interés en el campo de la odontología y la medicina debido a sus excelentes propiedades térmicas y mecánicas y en el caso del último, eléctricas. (53). En odontología, estos materiales se han utilizado en diversas aplicaciones, incluida la ingeniería de tejidos ya que, los materiales derivados del grafeno como el OG, se han utilizado como andamios en membranas para promover la diferenciación y proliferación celular. Además, contribuyen a mejorar las propiedades físicas de las membranas, como disminuir su grado de deformabilidad y el aumento de la rugosidad en la superficie, lo que puede reducir la respuesta de inflamación y prevenir la reabsorción y el remodelado óseo. También se han utilizado en implantología como recubrimiento, lo que promueve la integración en el hueso. Además, el grafeno y sus derivados se han incorporado en materiales dentales, como resinas, cementos y adhesivos, para mejorar sus propiedades fisicomecánicas (54-55).

Así mismo, en el área de la medicina, el grafeno y sus derivados han sido de gran importancia, tal como lo menciona Balkourani en su artículo, en donde estudian el comportamiento de sensores electroquímicos no enzimáticos para glucosa, la alta conductividad del grafeno y sus derivados mejoran la transferencia directa de electrones por su gran área superficial, de esta manera se mejora la sensibilidad de los sensores electroquímicos no enzimáticos y sus otras características, facilitando el transporte de analitos permitiendo la detección de glucosa incluso a valores de concentración muy bajos (56).

2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

2.2.1 Grafeno y sus derivados incorporados a PMMA

La introducción de nanopartículas en biomateriales dentales, como el polimetilmetacrilato (PMMA), ha abierto nuevas posibilidades para mejorar sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas. Este enfoque innovador busca abordar las limitaciones tradicionales de los materiales dentales, como la susceptibilidad a fracturas, desgaste y colonización bacteriana. Tal como lo menciona Chortarea et al., los materiales relacionados con el grafeno utilizados como nanorrellenos en los materiales compuestos pueden transformarse durante su proceso de fabricación en función de aumentar sus propiedades fisicoquímicas, mejorando sus características como estabilidad dimensional, espesor y defectos.

Goncalves (57) et al. en 2010 destacaron el potencial de utilizar OG como relleno en la modificación del PMMA, y cómo la técnica de iniciación de polimerización por transferencia atómica puede ofrecer un control preciso sobre las propiedades del material resultante. Determinaron que la adición de una concentración del 1% en peso tuvo un efecto positivo en el fortalecimiento de la dureza del material. Estos resultados podrían tener implicaciones significativas en el avance y mejora de biomateriales dentales más sofisticados.

Ghosh (58) et al. en 2015 proporcionaron más evidencia sobre las mejoras que puede ofrecer la adición de grafeno al polimetilmetacrilato (PMMA) en términos de conductividad térmica y eléctrica, así como resistencia flexural. Utilizando concentraciones de 0.0624, 0.125 y 0.250% en peso, llevaron a cabo un proceso de mezcla utilizando una combinación de agitación rotatoria y vibraciones ultrasónicas durante 30 minutos. Este enfoque, conocido como mezcla dual ultrasónica, permitió una dispersión más uniforme del grafeno en la matriz del PMMA en comparación con otros métodos de mezcla. Para confirmar la presencia de grafeno en las muestras, se realizaron análisis espectroscópicos FTIR y Raman

en los cuales se evidenció la efectiva unión del grafeno en el PMMA. Los resultados mostraron que la resistencia flexural de las muestras que contenían grafeno aumentó significativamente en comparación con el PMMA sin grafeno, además, las muestras preparadas utilizando la mezcla dual ultrasónica mostraron una mezcla más homogénea, lo que sugiere una mejor interacción entre el grafeno y la matriz del PMMA.

El estudio de Lee (59) et al. en 2018 proporcionó información sobre cómo la adición de óxido de grafeno al PMMA puede influir tanto en las propiedades mecánicas como en la adhesión bacteriana. Ellos utilizaron concentraciones de 0.25%, 0.5%, 1% y 2% de OG en peso relativo al polímero de PMMA mediante un proceso de sonicación por 1 hora, este método ayudó a garantizar una dispersión uniforme del OG en la matriz del PMMA. Los resultados mostraron que la cantidad de 0.5% en peso de OG mejoró de manera significativa la resistencia flexural del material, alcanzando un promedio de 150 MPa. Además de las propiedades mecánicas, el estudio también evaluó los efectos antimicrobianos de las muestras modificadas con OG en donde se observó que las muestras con mayores concentraciones de OG mostraban efectos antiadherentes más pronunciados contra especies bacterianas como *Candida albicans*, *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* y *Streptococcus mutans*.

Bacali (60) et al. en 2019 abordaron la mejora del PMMA mediante la incorporación de grafeno y nanopartículas de plata, y evaluó la fuerza flexural, la biocompatibilidad y la actividad antimicrobiana de los materiales resultantes utilizando concentraciones del 1% y 2% en peso de grafeno y nanopartículas de plata, ellos llevaron a cabo la síntesis mediante radiofrecuencia catalítica en una resina acrílica autopolimerizable lo cual permitió la fabricación de compuestos mejorados con propiedades deseadas. Los resultados mostraron que, en ambas muestras, tanto la concentración del 1% como del 2% en peso, se encontraba una mayor cantidad de monómero residual en comparación con el PMMA sin modificar. Esto puede tener implicaciones en términos de la biocompatibilidad y la

estabilidad del material, ya que los monómeros residuales pueden afectar la respuesta biológica y la durabilidad del material. En cuanto a la actividad antimicrobiana, se observó que la muestra con una concentración del 1% en peso mostraba una actividad antimicrobiana efectiva. Esto sugiere que incluso una concentración relativamente baja de aditivos puede tener un impacto significativo en la capacidad del material para combatir la colonización bacteriana. Además, se encontró que ambas muestras mejoraron la resistencia flexural en comparación con el PMMA sin modificar. Gracias a los avances tecnológicos, ahora es factible fabricar restauraciones utilizando sistemas CAD / CAM, lo que posibilita la creación de formas en el material (discos) mediante el método de sustracción. Esto ha ampliado el área de elaboración de restauraciones realizadas fuera de boca. En este contexto, se ha introducido al comercio un disco de PMMA modificado con grafeno el cual ha sido objeto de diversas pruebas. Agarwalla (61) et al. en 2019 llevaron a cabo una evaluación de la resistencia, translucidez y dureza de este material de innovación sacado al comercio por Graphenano Nanotechnologies, realizando comparativas con otros materiales de restauración como Lava Ultimate, Vita Enamic, E. Max y PMMA sin modificación. Para confirmar que había grupos de carbono en el disco con grafeno, realizaron una caracterización Raman y FTIR. La translucidez se evaluó con grosores diferentes sobre fondos negros y blancos para posteriormente determinar su valor. Se llevó a cabo la prueba de dureza mediante el indentado de diamante Vickers y la resistencia de flexión utilizando una máquina de tres puntos con una constante de 0.5mm en condiciones húmedas. Los resultados indicaron que no se observaban diferencias significativas entre los materiales PMMA con grafeno, no obstante, este mostraba valores de resistencia similares a los de Vita Enamic, un material que se utiliza para fabricar restauraciones individuales definitivas. Además, se destacó la necesidad de realizar estudios futuros que evalúen la adherencia de bacterias, el desgaste, la fatiga y el comportamiento clínico de este material.

Por otro lado, Di Carlo (62) et al. (2020) también llevaron a cabo pruebas mecánicas en este disco modificado con grafeno, comparándolo con PMMA

convencional. El material se manipuló según las especificaciones de la ADA y se fabricaron utilizando tecnología CAD/CAM. Los valores obtenidos fueron de 113 ± 2.4 MPa y 96.32 ± 8.78 MPa de manera respectiva. Sus conclusiones indicaron que la inclusión de grafeno en el PMMA mejora tanto la resistencia flexural como el módulo de elasticidad. No obstante, se requieren investigaciones adicionales para determinar la resistencia a la fatiga de este material. Así mismo, Oliveira (63) Malta et al. pudieron observar que el grafeno es similar al cobre como conductor de electricidad, y como conductor térmico, supera a todos los demás materiales conocidos hasta la fecha.

De igual manera a la de Agarwalla y Di Carlo, De Angelis (64) et al. en 2023, evaluaron discos CAD/CAM prepolimerizados de PMMA simple de la marca Dentsply Sirona y modificados con OG de la marca Andromeda Nanotech. El objetivo de su estudio fue comparar dichas marcas en valores de resistencia a la flexión de tres puntos con muestras cuyas medidas eran 2mm x 2mm x 25mm, resistencia a la compresión con muestras cilíndricas de 8mm x 4mm y dureza Vickers con muestras cilíndricas de 2mm x 4mm utilizando 10 muestras de cada grupo previamente diseñadas en un software a partir de un molde prepolimerizado para su posterior fresado. De acuerdo con los resultados obtenidos pudieron concluir que el PMMA a base de grafeno no fue superior al PMMA convencional y no podría ser considerado como un material alternativo para restauraciones permanentes en cuanto a términos de dureza y respuesta mecánica al esfuerzo de compresión.

Por su parte, en 2023 Danieletto (65) et al. realizó una revisión sistemática cuyo objetivo fue evaluar los derivados del grafeno, sus concentraciones y su efecto sobre las propiedades mecánicas de la resistencia a la flexión, la tracción y compresión y la dureza del polimetilmetacrilato (PMMA) y la poliéter-éter-cetona (PEEK) para aplicaciones dentales. La búsqueda la realizó en las bases de datos PubMed/Medline, Embase, Scopus y Web of Science y los criterios de elección incluyeron estudios que incorporaron compuestos de grafeno puro en polímeros

dentales para evaluar sus propiedades mecánicas. De 4984 resultados que encontró, 11 artículos fueron incluidos en su revisión. En cuanto a los derivados de grafeno se tomaron en cuenta el OG, el rGO) y nanoplaquetas de grafeno (GNP) en PMMA y PEEK en concentraciones que oscilaban entre el 0,1 y el 10% en peso. Como resultados obtuvo que concentraciones inferiores al 0,75% en peso de GO en PMMA y al 1% en peso de GNP en PEEK dieron como resultado un aumento de la resistencia a la flexión, la tracción, la compresión y la dureza de estos polímeros y concluyeron que la incorporación de compuestos de grafeno en bajas concentraciones aumenta las propiedades mecánicas de los polímeros dentales.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

Las restauraciones dentales fabricadas con materiales de resina como el polimetilmetacrilato (PMMA), desempeñan un papel fundamental en la terapia prostodóntica al proporcionar protección pulpar, mantener la posición y estabilidad oclusal, así como mejorar la estética dental. A pesar de que estos materiales están diseñados para prevenir fracturas, cambios de color y porosidad, estos problemas son comunes y pueden ocasionar fracasos en las restauraciones. La resistencia a la fractura, estabilidad del color y la ausencia de porosidad son aspectos críticos en los materiales restaurativos, especialmente en periodos prolongados. Por lo tanto, se busca mejorar las propiedades físicas de estos materiales mediante la incorporación de OG en su estructura polimérica. Este enfoque pretende satisfacer las demandas clínicas actuales en odontología al aprovechar los avances en la ciencia de los materiales y surge la siguiente pregunta de investigación:

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿El agregado de OG a PMMA autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado mejora las propiedades físicas?

4. JUSTIFICACIÓN

Las resinas de polimetilmetacrilato (PMMA) se emplean en la fabricación de restauraciones dentales que deben cumplir con requisitos biológicos, estéticos y mecánicos. Sin embargo, suelen presentar una baja resistencia al impacto, lo que puede ocasionar fracturas durante tratamientos de rehabilitación oral, comprometiendo así los aspectos citados anteriormente. Recientemente, se ha comenzado a integrar OG a los polímeros con el fin de reforzar las propiedades físicas con resultados prometedores. No obstante, es necesario validar estos resultados utilizando diferentes concentraciones de OG en las marcas de PMMA disponibles en México. Los hallazgos de esta investigación permitirán evaluar y comparar cómo se mejora la resistencia mecánica de las resinas autopolimerizables, termopolimerizables y discos prepolimerizados de PMMA al añadir distintas concentraciones de OG. Se espera que esta combinación de OG y PMMA resulte útil en la creación de un material restaurativo con propiedades mecánicas superiores, lo que favorecerá una mayor durabilidad en ambientes intraorales y, en última instancia, mejorará la salud bucal y la calidad de vida de los pacientes.

5. HIPÓTESIS

5.1 Hipótesis de investigación

H1 El agregado de OG a resinas acrílicas autopolimerizables, termopolimerizables y PMMA prepolimerizado mejora las propiedades físicas.

5.2 Hipótesis nula

Ho El agregado de OG a resinas acrílicas autopolimerizable, termopolimerizables y PMMA prepolimerizado no mejora propiedades físicas.

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

Evaluar las propiedades físicas de la adición de OG a resina autopolimerizable, termopolimerizable y PMMA prepolimerizado.

6.2 Objetivos específicos

Evaluar el efecto de la adición de OG a diferentes concentraciones (0.1% en peso y 0.05% en peso) a resinas PMMA autopolimerizables y termopolimerizables (Nictone) en valores de resistencia a la flexión y translucidez, así como la apariencia de la superficie.

Evaluar los valores de resistencia a la flexión y translucidez y la apariencia de la superficie en PMMA prepolimerizado modificado con OG (Graphenano Nanotechnologies® G-CAM) y sin modificar (Ceramill® a-temp de Amann Girrbach).

Comparar los valores de resistencia a la flexión, translucidez y la apariencia de la superficie de los grupos control de resinas termopolimerizables y autopolimerizables (Nictone) con los materiales PMMA modificado industrialmente con OG (Graphenano Nanotechnologies® G-CAM) y PMMA sin modificación (Ceramill® a-temp de Amann Girrbach).

Comprobar la presencia de grupos funcionales carbono en las muestras modificadas con OG a través de la espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier.

7. MATERIAL Y MÉTODOS

7.1 Diseño del estudio

Estudio analítico transversal prospectivo experimental *in vitro*

7.2 Población y muestra

Materiales para fabricación de restauraciones provisionales 64 barras (8 grupos de 8 barras)

PMMA TP de la marca NicTone (grupo control)

PMMA AP de la marca NicTone (grupo control)

PMMA TP de la marca NicTone modificado con óxido de grafeno 0.1%

PMMA AP de la marca NicTone modificado con óxido de grafeno 0.1%

PMMA TP de la marca NicTone modificado con óxido de grafeno 0.05%

PMMA AP de la marca NicTone modificado con óxido de grafeno 0.05%

PMMA prepolimerizado con grafeno de la marca Graphenano Nanotechnologies®

PMMA prepolimerizado convencional de la marca Ceramill®

Cantidades usadas (1ml de monómero por 3g de polímero por barra).

PMMA TP: monómero: 24ml, polímero: 72g (3 grupos de 8 barras)

PMMA AP: monómero: 24ml, polímero: 72g (3 grupos de 8 barras)

OG que se utilizará en gramos: 0.072g (determinados con la siguiente fórmula)

$$0.1 \times 3g / 100 = 0.003g \times 16 = 0.048g$$

$$0.05 \times 3g / 100 = 0.0015g \times 16 = 0.024g$$

7.3 Criterios de selección

7.3.1 Inclusión

Materiales comerciales que cumplan con sellos de aprobación con la Especificación ANSI/ADA No. 12 para polímeros.

Barras en las que se confirme la presencia de grupos funcionales del carbono.

7.3.2 Exclusión

Materiales expirados.

Barras modificadas que se compruebe la inexistencia de OG en su composición.

Barras que no cumplan con las dimensiones que otorga la norma ISO.

7.3.3 Eliminación

Barras que presenten fracturas fisuras o cambios superficiales antes de la prueba.

7.4 Variables (definición conceptual, definición operacional, escalas y categoría)

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categorías
Material de prueba (Variable independiente)	PMMA Material polimérico que está constituido por moléculas de polimetil metacrilato que puede estar en combinación o no con OG.	Barras de PMMA con o sin OG construidas de acuerdo con la norma ISO 1567:1999	Cualitativa
Resistencia a la flexión (Variable dependiente)	Capacidad del material de soportar deformación bajo la acción de una fuerza en una sección transversal definida antes de romperse.	Medida mediante la aplicación de carga con Máquina Universal Instron 4465.	Cuantitativa de razón(MPa)
Grupos funcionales carbono (Variable dependiente)	Grupos funcionales carbono presentes en OG.	Grupos funcionales identificados mediante espectroscopía de transmisión de infrarrojo con transformada de Fourier (FTIR). Espectrofotómetro Vertex 70	Cualitativa (presencia o ausencia de los grupos funcionales carbono)
Translucidez (Variable dependiente)	Capacidad de un material de permitir el paso de la luz.	Colorímetro. Espectrofotómetro VITA Easysshade.	Cuantitativa Valor de color (parámetros) L* (luz) a* (eje rojo-verde) b* (eje amarillo-azul)
Apariencia de la superficie (Variable dependiente)	Descripción de las características de la superficie.	Microscopio electrónico de barrido. JSM-6610LV.	Cualitativa

7.5 Concordancia y fiabilidad

Para elaborar las barras se utilizó un molde metálico prefabricado (Fig. 6) con las medidas establecidas en la norma para polímeros (Norma ANSI/ADA especificación No. 12:2002/ ISO 1567:1999) (Anexo 2) otorgada por el laboratorio de biomateriales de la FEBUAP. Las barras de PMMA prepolimerizado se diseñaron con sistema CAD/CAM (Fig. 7-8) y posteriormente se fresaron, en cuanto al PMMA termopolimerizable y autopolimerizable se manipuló con las indicaciones del fabricante.



Fig. 6 Barra metálica prefabricada con las medidas establecidas en la norma para polímeros.

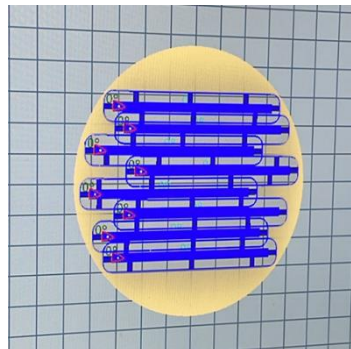


Fig. 7 Visualización horizontal del diseño de las barras en el disco.

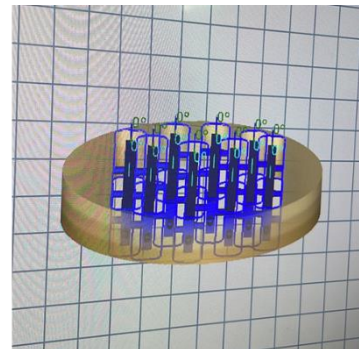


Fig. 8 Visualización vertical del diseño de las barras en el disco.

Se realizó prueba piloto con la máquina Instron calibrada (Fig. 9) para la prueba de flexión de 3 puntos siguiendo la norma para polímeros (Norma ANSI/ADA especificación No. 12:2002/ ISO 1567:1999). Para confirmar la presencia de grupos carbono en las muestras que contenían OG se realizó caracterización con espectroscopía FT-IR con equipo calibrado y manejado por un experto.

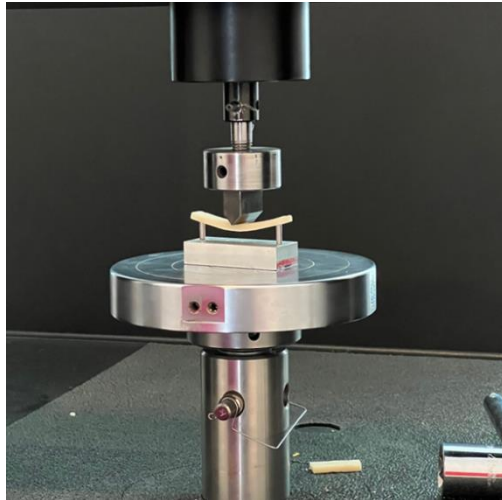


Fig. 9 Prueba piloto de resistencia a la flexión en maquina Instron.

7.6 Ubicación espacio temporal

El presente proyecto se realizó en el laboratorio de biomateriales de la FEBUAP, laboratorio multidisciplinario de la FEBUAP así como en DITCo-BUAP (Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla y en el Estudio Dental Cerámico durante el periodo de Junio 2023 - Diciembre 2023.

7.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección

7.7.1 Síntesis de óxido de grafeno, incorporación a PMMA, Pruebas de flexión, translucidez y evaluación de la superficie.

El GO se sintetizó a partir de escamas de grafito natural mediante el método Hummers modificado (Fig. 10) por un experto bajo el siguiente procedimiento. Se mezclaron 2g de grafito, 1g de NaNO_3 (nitrato de sodio) y 50 ml de H_2SO_4 (ácido sulfúrico) en un baño de hielo. Se añadió 6g de KMNO_4 (permanganato de potasio) lentamente mientras se agitaba durante 1 hora a 0°C . La mezcla se agitó con una barra de agitación magnética durante otras 2 horas. La mezcla se transfirió a un baño de agua a 35°C y se agitó durante aproximadamente 1 hora. Posteriormente, se añadieron 100 ml de agua desionizada gradualmente a la mezcla a 0°C y luego 10ml de H_2O_2 (peróxido de hidrógeno, 30% en peso en agua). La solución se lavó con agua tibia bajo centrifugación y luego con solución de HCl (ácido clorhídrico) para eliminar los iones de sulfato.

El óxido de grafeno se lavó finalmente con agua desionizada bajo centrifugación hasta que se confirmó la ausencia de iones cloruro (prueba de AgNO_3). Las dispersiones acuosas de GO se mantuvieron a -10°C en el refrigerador para congelar, y luego los sólidos congelados se colocaron en un liofilizador. Después de un proceso de liofilización de 7 días, finalmente se obtuvieron polvos de GO de baja densidad (66).

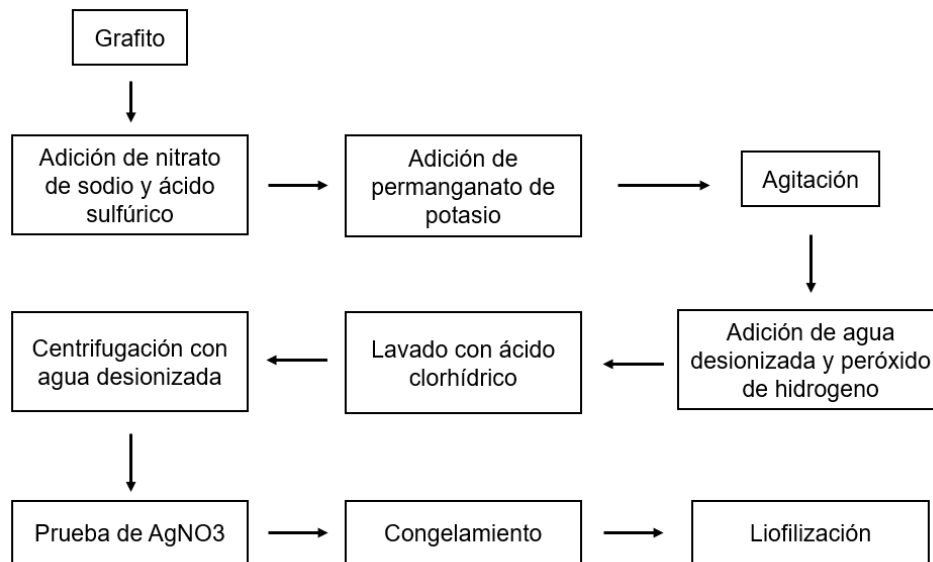


Figura 10. Esquema Método Hummers modificado.

Posteriormente el polvo de GO otorgado se agregó al polímero en concentraciones de 0.1% y 0.05% con relación al peso de la mezcla, más adelante se realizó la mezcla convencional con monómero-polímero bajo las especificaciones del fabricante.

7.7.2 Confección de muestras PMMA termopolimerizable (NicTone)

Se utilizó una barra metálica prefabricada con las medidas de 64 mm x 10 mm x 3.3 mm establecidas en la norma para polímeros (Norma ANSI/ADA especificación No. 12:2002/ ISO 1567:1999) otorgada por el laboratorio de biomateriales de la FEBUAP. Con ella, se confeccionó un molde en una mufla para microondas (Keystone) con yeso tipo 3 y silicona por condensación (Speedex).

Para las barras de únicamente PMMA se utilizó una proporción en peso de polvo-liquido 3:1, en dónde se realizó la mezcla en un godete de silicona, se dosificó y se mezcló durante 30 segundos hasta llegar a la fase plástica del material para empaquetarlo en el molde con previa colocación de vaselina (Fig. 11).



Fig.11 Elaboración del molde y de las barras de PMMA termopolimerizable.

Para las barras modificadas se agregó OG al polímero en concentraciones de 0.1% (0.003gr) y 0.05% (0.0015gr) (Fig. 12) mezclándolos en un godete de silicón con ayuda de una espátula metálica tratando de homogeneizar ambos componentes para posteriormente añadir 1ml de monómero y continuar la mezcla durante 30 segundos hasta llegar a la fase plástica del material para empaquetarlo en el molde con previa colocación de vaselina (Fig. 13).



Fig. 12 Tubos Eppendorf con óxido de grafeno en proporciones de 0.003gr y 0.0015gr.

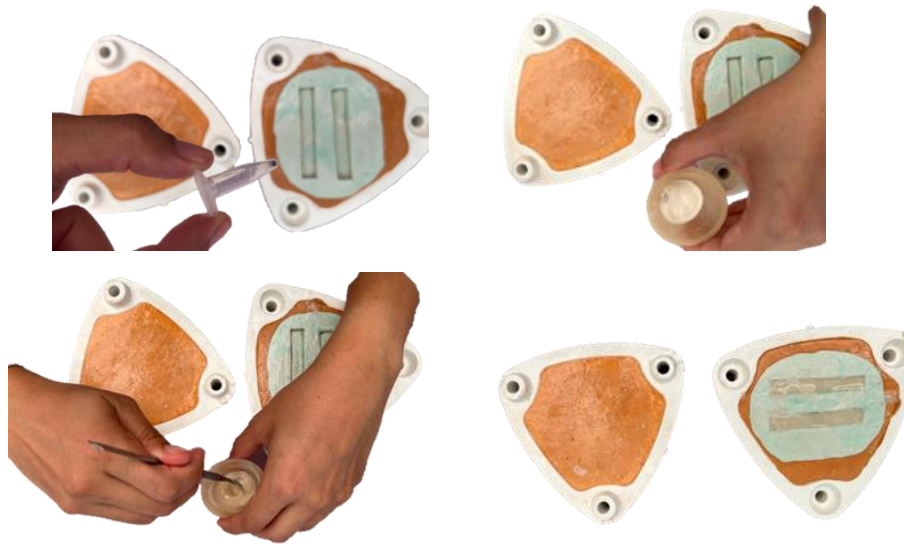


Fig.13 Procedimiento de elaboración de las barras de PMMA termopolimerizable modificadas con óxido de grafeno.

Se utilizó mufla de microondas para reducir tiempo de polimerización a 4 minutos, la mufla se cerró a presión con llave que proporciona el fabricante (Fig. 14), se utilizó una potencia mínima y máxima de 800 y 1300 watts respectivamente, con plato giratorio (Fig. 15) lo que permitió una polimerización homogénea en las muestras obtenidas (Fig. 16-17).

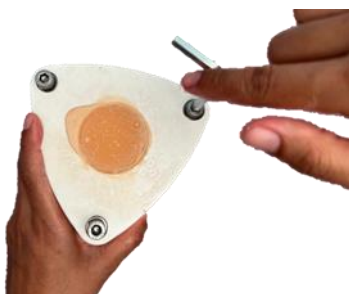


Fig. 14 Mufla de microondas marca Keystone.



Fig. 15 Mufla con mezcla en el molde para termopolimerización en microondas.



Fig. 16 Muestras obtenidas.

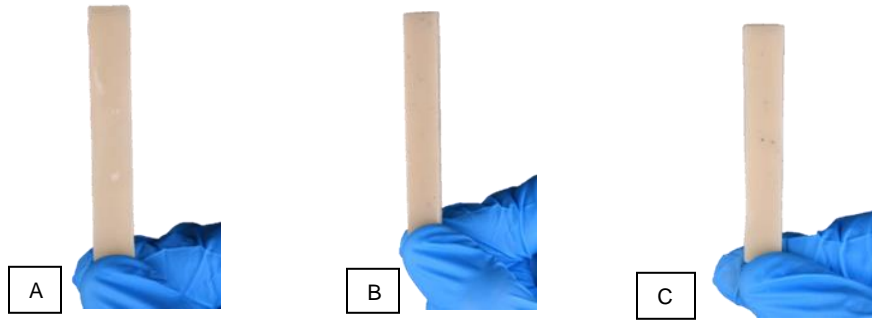


Fig. 17 Barra de PMMA termopolimerizable (A) PMMA (B) PMMA / OG 0.1% (C) PMMA / OG 0.05%

7.7.3 Confección de muestras PMMA autopolimerizable (NicTone)

Para el molde se realizó el mismo procedimiento pero en una mufla metálica convencional (Fig. 18).

Para las barras de únicamente PMMA se utilizó una proporción en peso de polvo-liquido 3:1, en dónde se realizó la mezcla en un godete de silicón, se dosificó y se mezcló durante 30 segundos hasta llegar a la fase plástica del material para empaquetarlo en el molde con previa colocación de vaselina, posteriormente se cerró la mufla y se ejerció presión con ayuda de una prensa y después de 4 min. Se abrió la mufla para extraer la muestra.



Fig. 18 Elaboración del molde y de las barras de PMMA autopolimerizable.

Para las barras modificadas se agregó OG al polímero en concentraciones 0.1% y 0.05% de la misma manera que el termopolimerizable para posteriormente mezclar con 1ml de monómero durante 15 segundos hasta llegar a la fase plástica del material para empaquetarlo en el molde con previa colocación de vaselina, se cerró la mufla y se ejerció presión con ayuda de una prensa. Esta vez se mezcló por la mitad de tiempo ya que en las pruebas piloto se evidenció que el OG aceleraba el proceso de polimerización del PMMA autopolimerizable (Fig. 19-22).



Fig.19 Procedimiento de elaboración de las barras de PMMA autopolimerizable modificadas con óxido de grafeno.



Fig. 20 Mufla cerrada a presión con prensa metálica.



Fig. 21 Muestra obtenida.

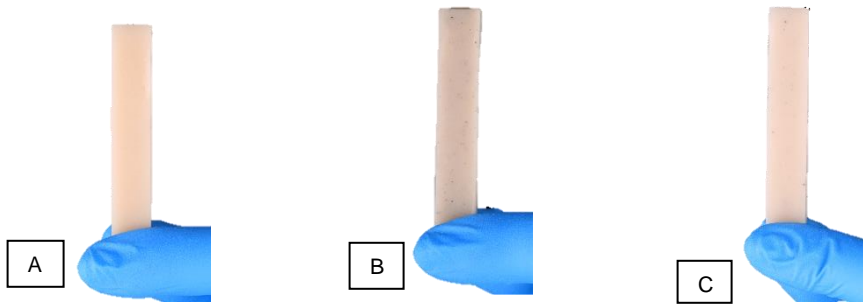


Fig. 22 Barra de PMMA autopolimerizable (A) PMMA (B) PMMA / OG 0.1% (C) PMMA / OG 0.05%

7.7.4 Muestras CAD PMMA/OG

Se otorgó la barra metálica prefabricada (Fig. 23) al laboratorio especializado para su escaneo, posteriormente acomodaron con sistema CAD/CAM 8 barras en el disco de PMMA modificado con OG (Fig. 24) los cuales fueron adquiridos comercialmente a Graphenano Nanotechnologies® G-CAM, y lo mismo se realizó con el disco de PMMA convencional de la marca Ceramill® a-temp (Fig. 25-26).



Fig. 23 Barra metálica prefabricada.

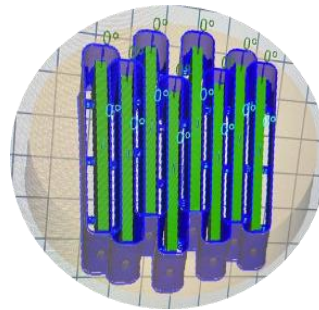


Fig. 24 Visualización del diseño de las barras en el disco.



Fig. 25 Discos prepolimerizados previo a su fresado.

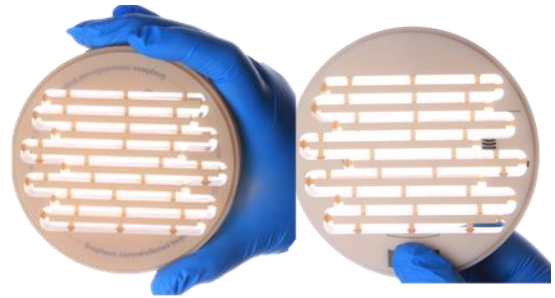


Fig. 26 Discos prepolimerizados fresados.

Los datos se enviaron a la manufactura de sustracción: fresadora Amann Girrbach operada por un experto en CAD/CAM para finalmente fresar los discos (Fig. 27).

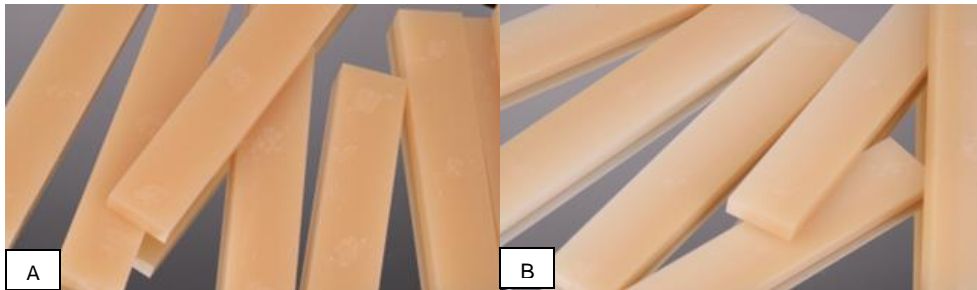


Fig. 27 Barras fresadas mediante tecnología CAD/CAM (A) Disco G-CAM (B) Disco CERAMILL

Las muestras que presentaron excedentes de acrílico o irregularidades se pulieron con lija de agua de grano 600.

Las muestras modificadas con OG se sometieron a espectroscopía FT-IR con ayuda de un experto para comprobar la presencia de grupos funcionales carbono en su composición, esta se realizó con equipo calibrado (espectrofotómetro Vertex 70) (Fig. 28).



Fig. 28 Prueba de FT-IR mediante espectrofotómetro Vertex 70.

La prueba de flexión fue llevada a cabo por un experto y con equipo calibrado (Instron 4465) (Fig. 29) en donde se colocó cada barra (la cual fue previamente enumerada y marcada por la mitad) en la máquina y se utilizó una fuerza vertical donde se aumenta la fuerza de cero uniformemente a una velocidad de 5mm/minuto hasta que la muestra ceda (Fig. 30). La fuerza flexural en megapascales fue determinada mediante la aplicación de la siguiente fórmula.

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

- F : carga (fuerza) sobre el punto de fractura (N)
- l : longitud del tramo de soporte
- b : anchura
- h : espesor.



Fig. 29 Máquina Instron 4465.

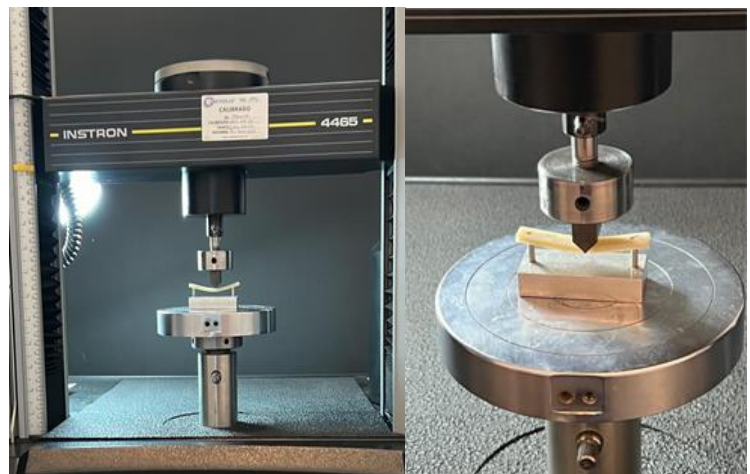


Fig. 30 Prueba de resistencia a la flexión.

Para la evaluación de la superficie primero se les dio un baño de oro de 2 nm (Dentum Vacuum Desk V) a las muestras a analizar para que el sensor del microscopio pueda detectar los electrones de la superficie durante el examen (Fig. 31). Posteriormente se llevaron las muestras al microscopio electrónico de barrido en donde se obtuvieron imágenes a 150x, 500x y 1000x. La prueba fue realizada con ayuda de un experto y con equipo calibrado (microscopio JSM-6610LV) (Fig. 32).

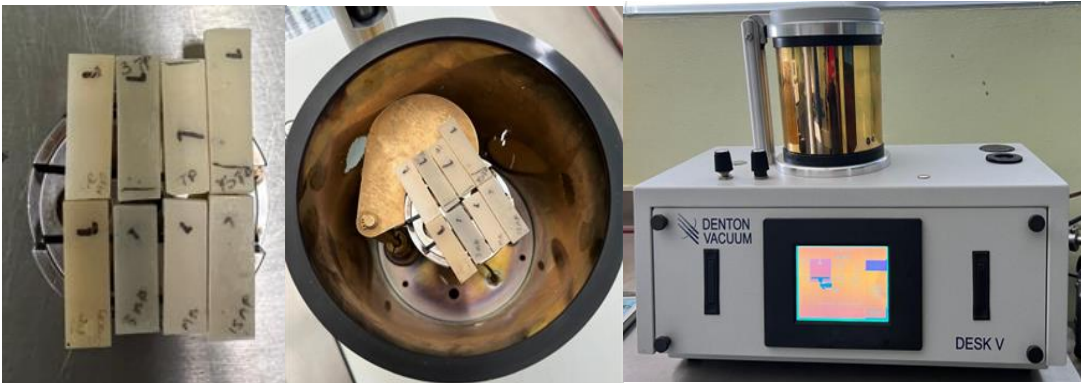


Fig. 31 Procedimiento de baño de oro previo a la prueba en el microscopio electrónico de barrido.

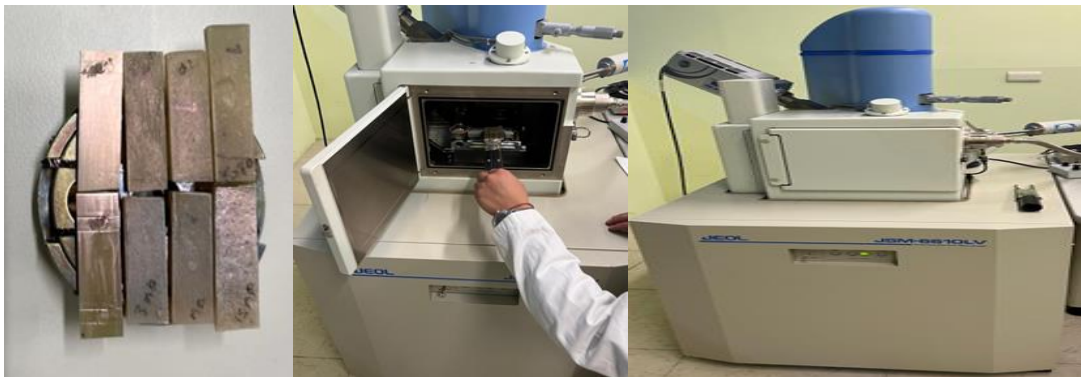


Fig. 32 Colocación de muestras en el microscopio electrónico de barrido.

Para la prueba de translucidez las muestras se colocaron en fondo blanco y negro estandarizado (Fig. 33). Se obtuvieron parámetros L^* a^* b^* con iluminación estándar con ayuda de equipo calibrado (espectrofotómetro VITA Easyshade V) (Fig. 34) para obtener el parámetro de translucidez (PT) con la siguiente ecuación.

$$PT = [(LW^* - LB^*)^2 + (aW^* - aB^*)^2 + (bW^* - bB^*)^2]^{1/2}$$



Fig. 33 Fondo blanco y negro.



Fig. 34 Espectrofotómetro VITA Easyshade V.

7.8 Análisis estadístico

Se realizó estadística descriptiva con análisis de distribución de datos, se usó formato para recolección de datos (anexo 1), los datos obtenidos se vaciaron en Excel/ Numbers.

Los resultados se evaluaron al utilizar un software de análisis estadístico estándar (Statistical Package), se obtuvo promedio y desviación estándar para variables cuantitativas.

La estadística inferencial propuesta para las variables cuantitativas es una comparativa entre todos los grupos utilizando ANOVA y Kruskal Wallis.

8. RESULTADOS

8.1 Espectroscopía Infrarroja por transformada de Fourier

El espectro FTIR de las muestra modificadas con OG coincidieron con trabajos anteriores existentes (67-72). Se encontraron varias bandas de estiramiento similares entre las muestras de puro PMMA y las modificadas con OG.

Tabla 4 Grupos funcionales encontrados en los picos principales de los diferentes rangos de onda.

Tipo de PMMA	Rango de número de onda	Grupo funcional
PMMA AP	2917.05 cm ⁻¹ - 2849.03 cm ⁻¹ 1724.29 cm ⁻¹ 1462.05 cm ⁻¹ - 1144.69 cm ⁻¹ 802.52 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C-O carbonilo Vibraciones del grupo éster
PMMA AP / OG 0.1%	2919.42 cm ⁻¹ -2850.51 cm ⁻¹ 1723.57 cm ⁻¹ 1143.47 cm ⁻¹ 748.68 cm ⁻¹ 825.43 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C-O carbonilo CH ₂ metileno Vibraciones del grupo éster
PMMA AP / OG 0.05%	2916.78 cm ⁻¹ – 2848.84 cm ⁻¹ 1724.55 cm ⁻¹ 1541.39 cm ⁻¹ – 1649.60 cm ⁻¹ 1462.05 cm ⁻¹ - 1144.77 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C=C alqueno C-O carbonilo
PMMA TP	2917.38 cm ⁻¹ - 2849.16 cm ⁻¹ 1723.56 cm ⁻¹ 1461.93 cm ⁻¹ - 1143.42 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C-O carbonilo
PMMA TP / OG 0.1%	2919.40 cm ⁻¹ – 2850.47 cm ⁻¹ 1724.02 cm ⁻¹ 1540.76 cm ⁻¹ – 1685.19 cm ⁻¹ 1240.05 cm ⁻¹ – 1115.58 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C=C alqueno C-O carbonilo
PMMA TP / OG 0.05%	2917.16 cm ⁻¹ – 2849.05 cm ⁻¹ 1723.37 cm ⁻¹ 1541.29 cm ⁻¹ – 1648.13 cm ⁻¹ 1461.93 cm ⁻¹ - 1144.14 cm ⁻¹ 840.64 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C=C alqueno C-O carbonilo Modo balanceo de metileno
GRAPHENANO	2950.69 cm ⁻¹ 1722.64 cm ⁻¹ 1447.08 cm ⁻¹ – 1142.32 cm ⁻¹ 750.05 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos C-O carbonilo CH ₂ metileno
CERAMILL	2950.38 cm ⁻¹ 1722.28 cm ⁻¹ 1446.46 cm ⁻¹ – 1142.56 cm ⁻¹	C-H estiramiento de metileno C=O carboxilos y/o carbonilo C-O carbonilo

Los resultados principales de los espectros de absorción de la caracterización mediante FTIR quedan representados en la tabla 4.

El espectro FTIR de los 8 grupos con PMMA presentaron picos de absorción pertenecientes a los grupos C-H atribuibles al estiramiento del metileno y C=O y C-O perteneciente a los carboxílos y carbonílos (Fig. 35 – 42). Debido a que la gran parte de los compuestos orgánicos contienen enlaces C-H, una guía práctica es que la absorción en el rango de 2850 a 3000 cm^{-1} se atribuye al estiramiento sp^3 C-H como fue en el caso de este estudio. En contraste, la absorción por arriba de 3000 cm^{-1} corresponderían al estiramiento sp^2 C-H o al estiramiento sp C-H si se encontraran cerca de 3300 cm^{-1} . Se visualizaron también bandas que son atribuibles a vibraciones de estiramiento del grupo éster o al estiramiento de C-O acoplado en la banda 802.52 cm^{-1} del PMMA AP (Fig. 35) y 825.43 cm^{-1} del grupo PMMA AP / OG 0.1%. (Fig. 36).

En los grupos modificados con OG, las bandas eran muy similares a las detectadas para PMMA puro, sin embargo, la transmitancia fue variable. La región carbonilo es propensa a la formación de enlaces de hidrógeno en los polímeros, por lo que, el grupo carbonilo puede interactuar con grupos oxigenados como carboxilos en la superficie del OG. La banda en 840.64 cm^{-1} presentada en el grupo PMMA TP / OG 0.05% (Fig. 40) es atribuible al modo de balanceo de metileno. De igual forma se encontraron enlaces C=C de los alquenos pertenecientes al estiramiento del grafito inoxidado en las bandas 1541.39 cm^{-1} – 1649.60 cm^{-1} del grupo de PMMA AP / OG 0.05% (Fig. 37), 1540.76 cm^{-1} – 1685.19 cm^{-1} del PMMA TP / OG 0.1% (Fig. 39) y en las 1541.29 cm^{-1} – 1648.13 cm^{-1} del PMMA TP / OG 0.05% (Fig. 40). Así como CH_2 pertenecientes al metileno en los grupos PMMA AP / OG 0.1% (Fig. 36) y GRAPHENANO (Fig. 41) (67-72).

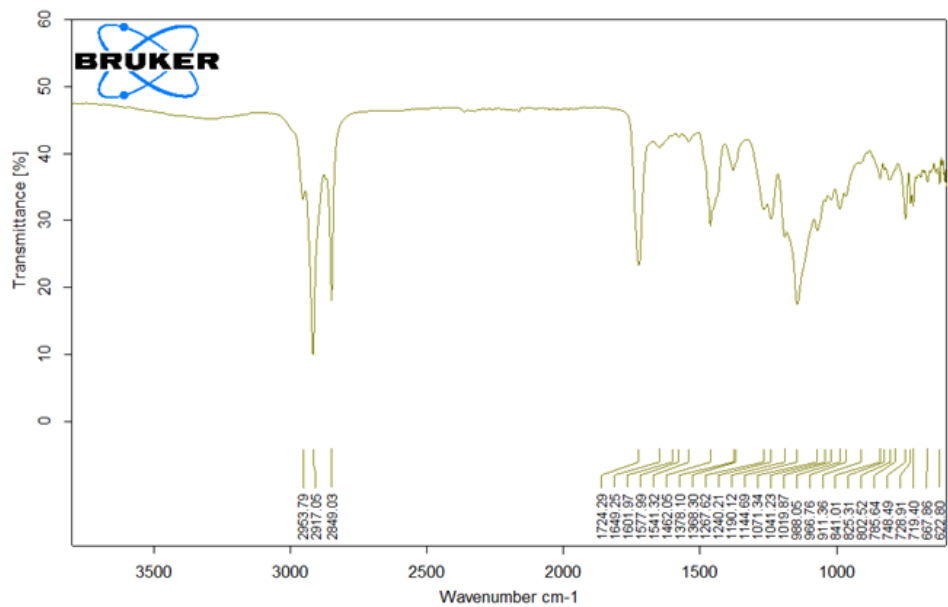


Fig. 35 Espectros FTIR obtenidos de PMMA AP

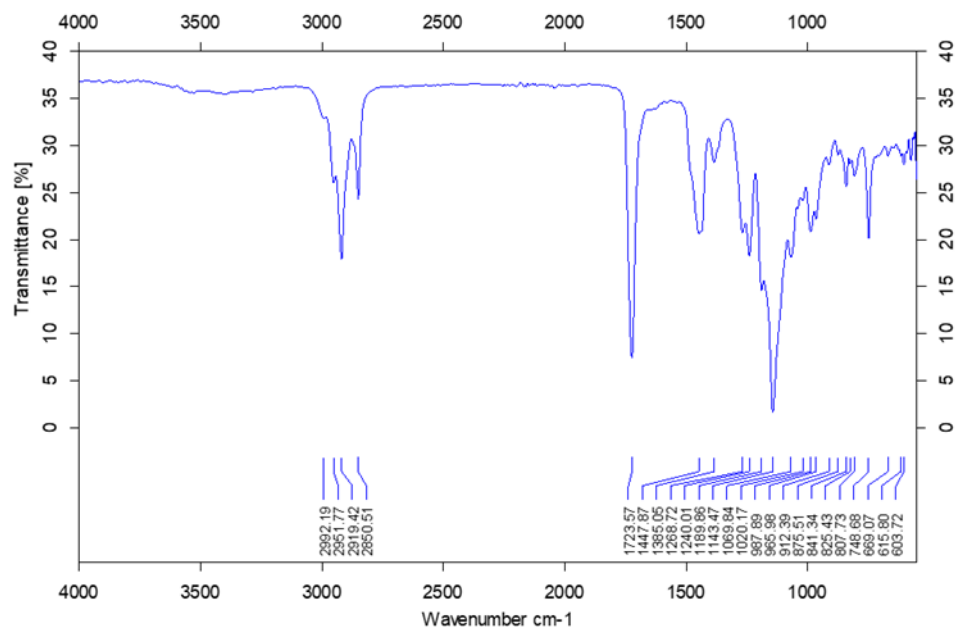


Fig. 36 Espectros FTIR obtenidos de PMMA AP / OG 0.1%

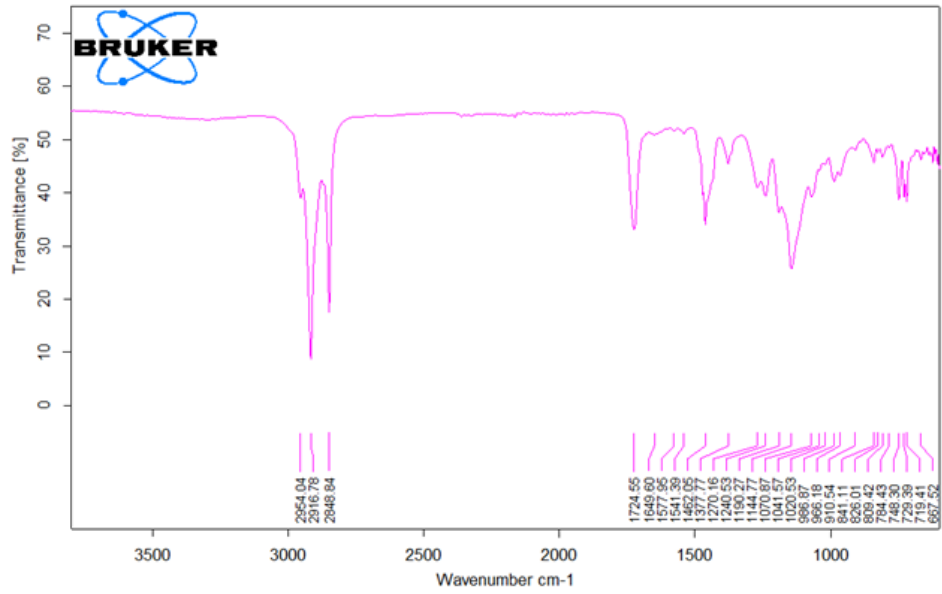


Fig. 37 Espectros FTIR obtenidos de PMMA AP / OG 0.05%

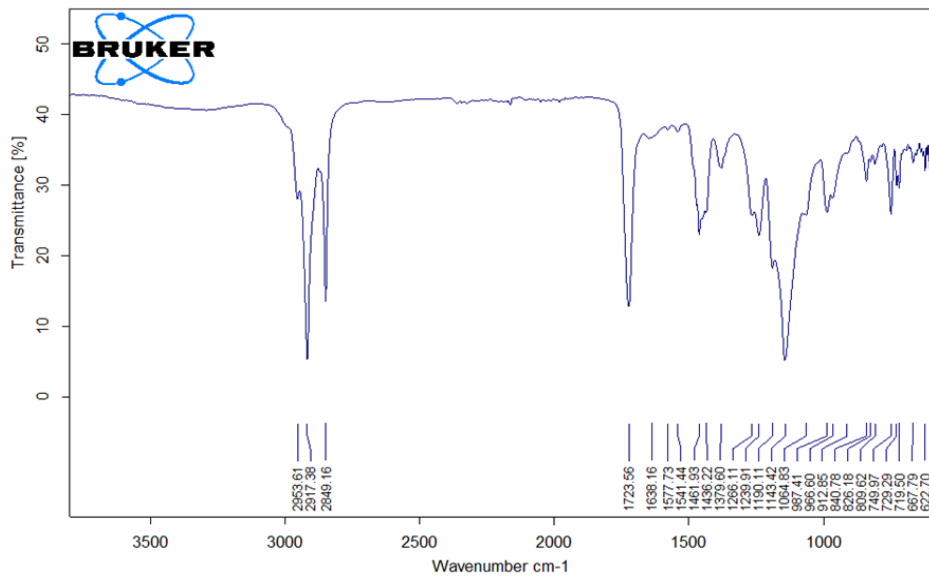


Fig. 38 Espectros FTIR obtenidos de PMMA TP

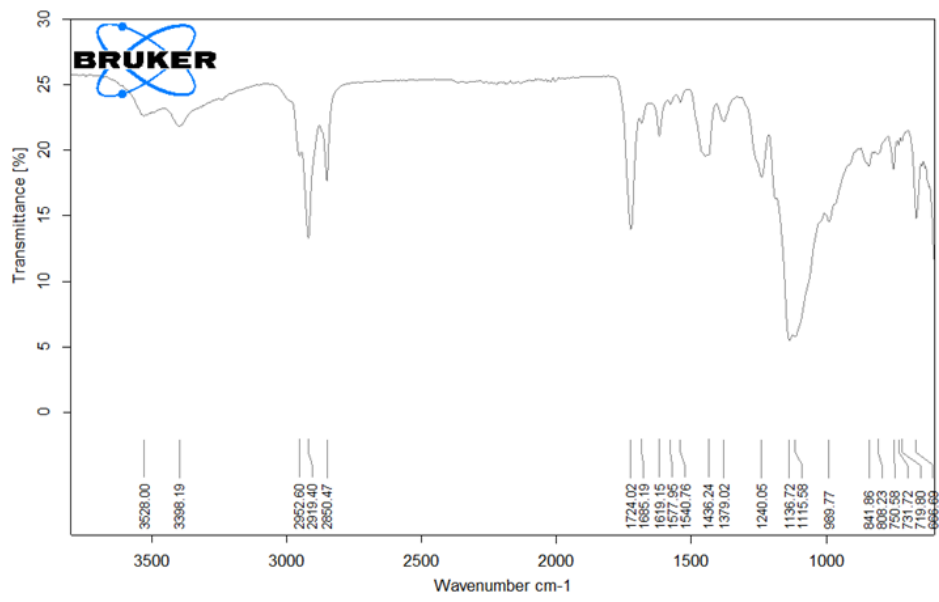


Fig. 39 Espectros FTIR obtenidos de PMMA TP / OG 0.1%

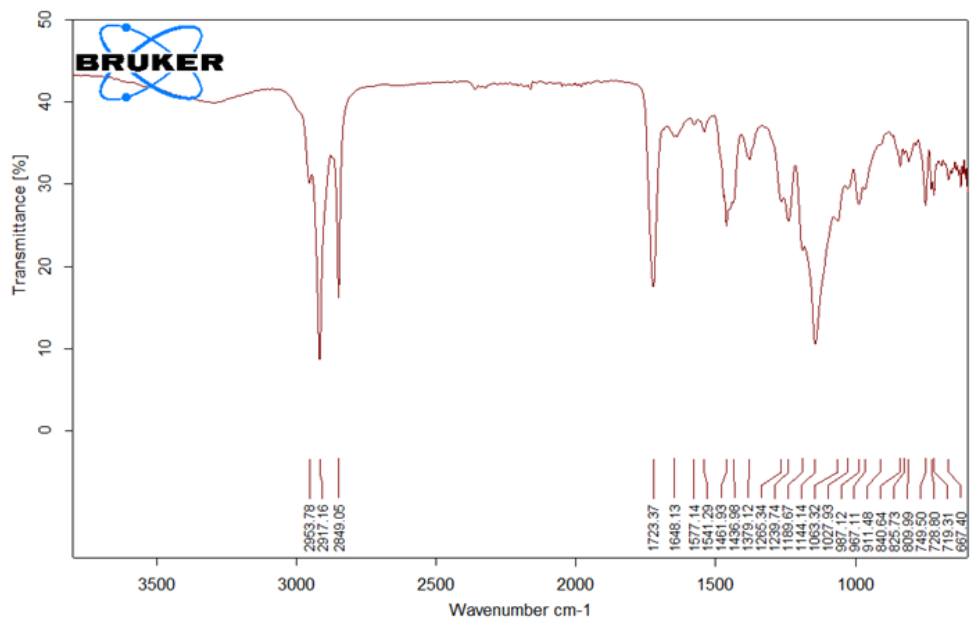


Fig. 40 Espectros FTIR obtenidos de PMMA TP / OG 0.05%

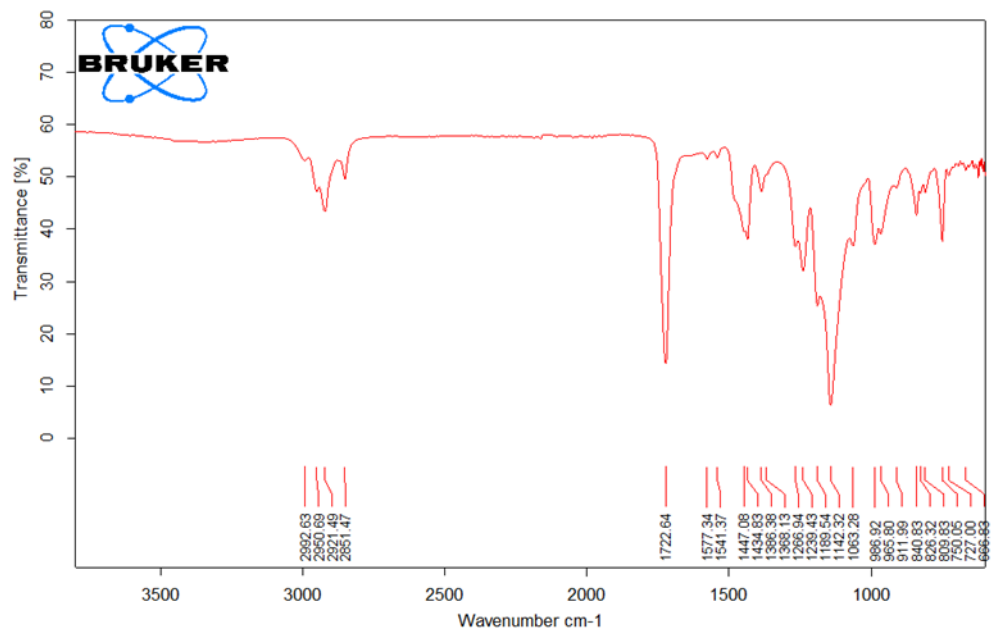


Fig. 41 Espectros FTIR obtenidos de GRAPHENANO

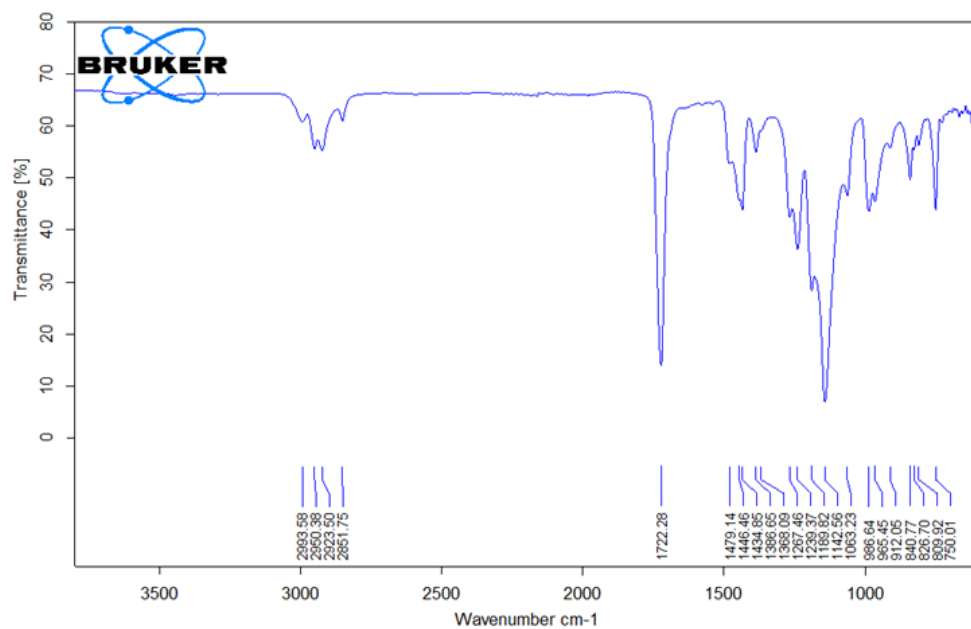


Fig. 42 Espectros FTIR obtenidos de CERAMILL

8.2 Prueba de resistencia a la flexión

Tabla 5. Resultados de la prueba de resistencia a la flexión de cada uno de los grupos.

PMMA AP (1)	PMMA AP / OG 0.05% (2)	PMMA AP / OG 0.1% (3)	PMMA TP (4)	PMMA TP / OG 0.05% (5)	PMMA TP / OG 0.1% (6)	GRAPHENANO (7)	CERAMILL (8)
73.26 ± 8.22 MPa	80.64 ± 15.24 MPa	74.40 ± 10.56 MPa	95.47 ± 10.33 MPa	79.79 ± 21.70 MPa	89.03 ± 10.47 MPa	63.59 ± 45.85 MPa	122.31 ± 14.57 MPa

Al realizar la estadística descriptiva de los resultados de la prueba de flexión encontramos que el valor mayor lo presentó el grupo de CERAMILL con 122.31 ± 14.57 MPa y el menor valor de resultado se encontró en el grupo de GRAPHENANO con 63.59 ± 45.85 MPa, con estos resultados confirmamos que hubo una distribución muy amplia entre los diferentes grupos como se observa en la tabla 5.

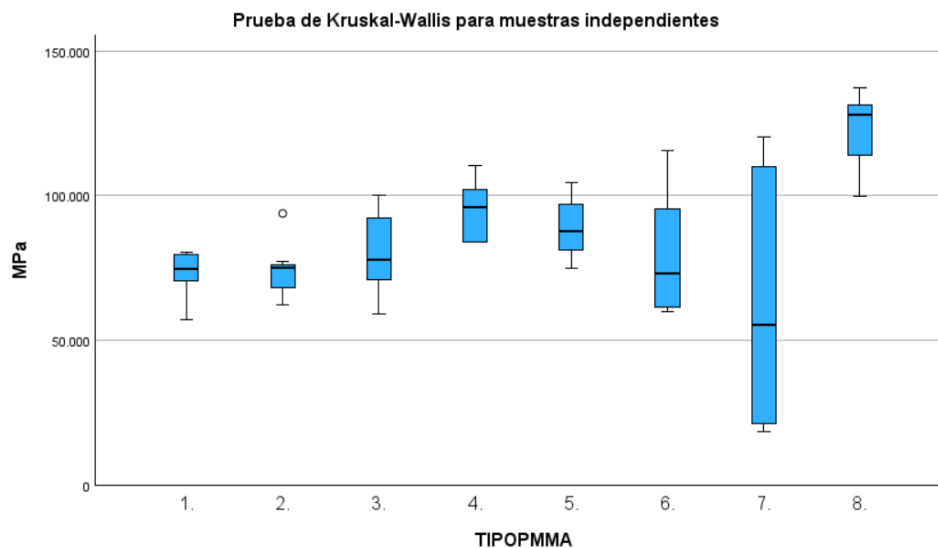


Fig. 43 Prueba estadística de Kruskal-Wallis entre los grupos de PMMA.

Después de hacer la comparativa en Kruskal Wallis y Bonferroni se obtuvo un valor de $p < 0.001$ habiendo diferencias entre los grupos estudiados, estas diferencias se encontraron principalmente en los grupos de PMMA AP vs PMMA TP, PMMA AP vs CERAMILL, PMMA AP / OG 0.1% vs PMMA TP, PMMA AP / OG 0.1% vs CERAMILL, PMMA TP / OG 0.05% vs CERAMILL, GRAPHENANO vs CERAMILL, PMMA AP / OG 0.05% vs CERAMILL, PMMA TP / OG 0.1% vs CERAMILL (Fig. 43). Sin embargo, para fines prácticos, se decidió mostrar las comparativas entre los diferentes grupos de PMMA según su tipo de polimerizado, es decir, autopolimerizable, termopolimerizado y prepolimerizado, encontrando diferencias solamente entre los grupos de PMMA prepolimerizado GRAPHENANO vs CERAMILL como se muestra en la tabla 6.

Tabla 6 Resultados de la estadística no paramétrica Kruskal Wallis y Bonferroni entre los diferentes grupos de PMMA.

PMMA AP	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
PMMA AP vs PMMA AP / OG 0.1%	0.905
PMMA AP vs PMMA / OG 0.05%	0.405
PMMA AP / OG 0.1% vs PMMA AP / OG 0.05%	0.476
PMMA TP	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
PMMA TP vs PMMA TP / OG 0.1%	0.511
PMMA TP vs PMMA / OG 0.05%	0.072
PMMA TP / OG 0.1% vs PMMA TP / OG 0.05%	0.206
PMMA CAD/CAM	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
GRAPHENANO vs CERAMILL	0.001

8.3 Prueba de translucidez

Tabla 7 Resultados de la prueba de translucidez de cada uno de los grupos.

PMMA AP (1)	PMMA AP / OG 0.05% (2)	PMMA AP / OG 0.1% (3)	PMMA TP (4)	PMMA TP / OG 0.05% (5)	PMMA TP / OG 0.1% (6)	GRAPHENANO (7)	CERAMILL (8)
1.44 ± 1.34	1.63 ± 1.63	1.17 ± 0.98	2.25 ± 2.81	1.60 ± 0.89	1.35 ± 0.93	0.81 ± 0.38	2.57 ± 2.76

De igual manera para la prueba de translucidez se realizó la estadística descriptiva en donde encontramos que el valor más alto fue dado por el grupo de CERAMILL con 2.57 ± 2.76 PT y el menor valor se presentó en el grupo de GRAPHENANO con 0.81 ± 0.38 PT, resaltando que, a pesar de obtener resultados más parejos, sigue habiendo una distribución amplia entre los grupos evaluados como se observa en la tabla 7.

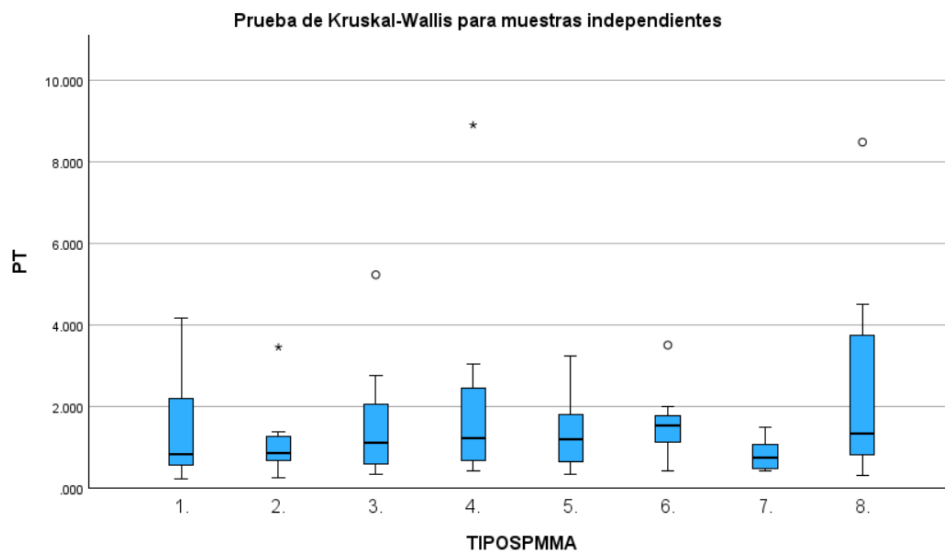


Fig. 44 Prueba estadística de Kruskal-Wallis entre los grupos de PMMA.

Así mismo se realizó la comparativa en Kruskal Wallis y Bonferroni donde se obtuvo un valor de $p < 0.629$ encontrando que no existen diferencias significativas entre los grupos estudiados (Fig. 44). Para fines prácticos, se muestran las comparativas entre los diferentes grupos de PMMA según su tipo de polimerizado como se especifican en la tabla 8.

Tabla 8 Resultados de la estadística no paramétrica Kruskal Wallis y Bonferroni entre los diferentes grupos de PMMA.

PMMA AP	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
PMMA AP vs PMMA AP / OG 0.1%	0.872
PMMA AP vs PMMA / OG 0.05%	0.856
PMMA AP / OG 0.1% vs PMMA AP / OG 0.05%	0.732
PMMA TP	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
PMMA TP vs PMMA TP / OG 0.1%	0.778
PMMA TP vs PMMA / OG 0.05%	0.643
PMMA TP / OG 0.1% vs PMMA TP / OG 0.05%	0.456
PMMA CAD/CAM	
GRUPOS COMPARADOS	SIGNIFICANCIA
GRAPHENANO vs CERAMILL	0.088

8.4 Evaluación de la superficie

De acuerdo con el estudio en el microscopio electrónico de barrido, las muestras estudiadas a ampliaciones de 250x, 500x y 1000x mostraron que las características morfológicas de las muestras elaboradas con OG autopolimerizable y termopolimerizable (Fig. 46, 47, 49 y 50) presentan rugosidades en la superficie. Por otro lado, la superficie de las muestras de PMMA prepolimerizado (Fig. 51-52) tienen un acabado mucho mejor, casi liso, lo que las vuelve más favorables para que no tengan retención de bacterias.

En las barras de acrílico autopolimerizable modificadas con OG (Fig. 46-47) y sin modificar (Fig. 45) se visualizó una superficie rugosa sin porosidad principalmente en el primer grupo (PMMA autopolimerizable simple), destacando varias protuberancias circulares en su superficie, sin embargo, son muy parecidas entre sí.

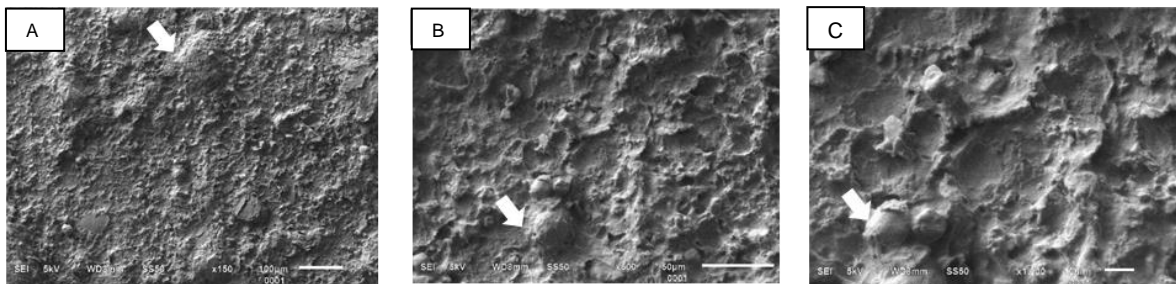


Fig. 45 Muestra de PMMA AP (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x.

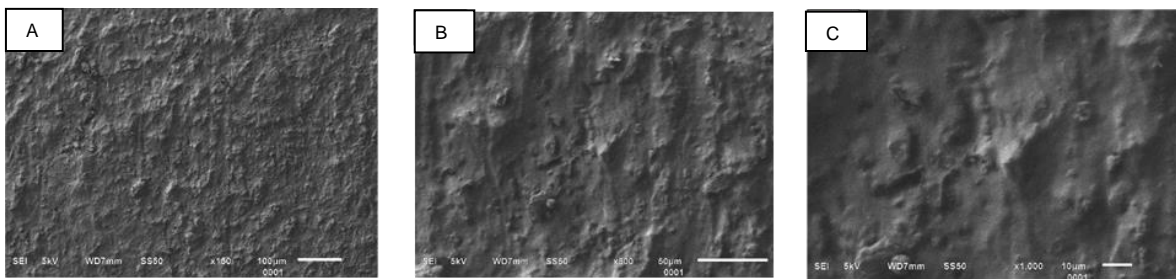


Fig. 46 Muestra de PMMA AP / OG 0.05% (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x.

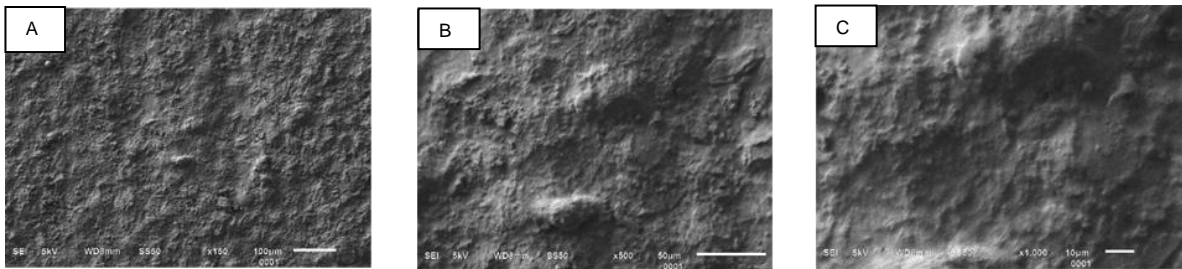


Fig. 47 Muestra de PMMA AP / OG 0.1% (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x.

En las barras de acrílico termopolimerizable modificadas con OG (Fig. 49-50) y sin modificar (Fig. 48) se visualizaron cambios en la superficie principalmente en el tercer grupo (OG al 0.1%) en donde se muestran rugosidades irregulares, por otro lado, el primer grupo (PMMA termopolimerizable simple) se apreció más liso en comparación de la fabricada con PMMA autopolimerizable.

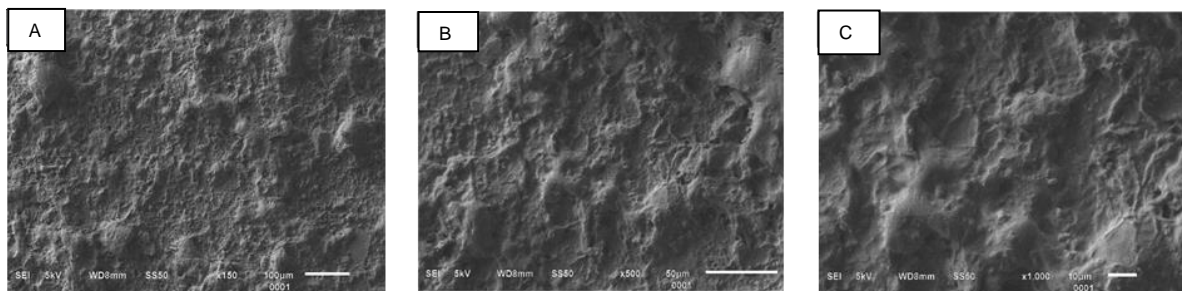


Fig. 48 Muestra de PMMA TP (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x

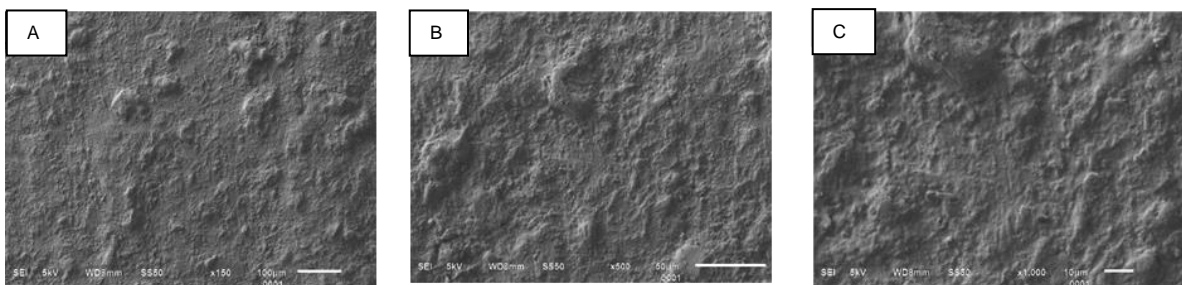


Fig. 49 Muestra de PMMA TP / OG 0.05% (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x

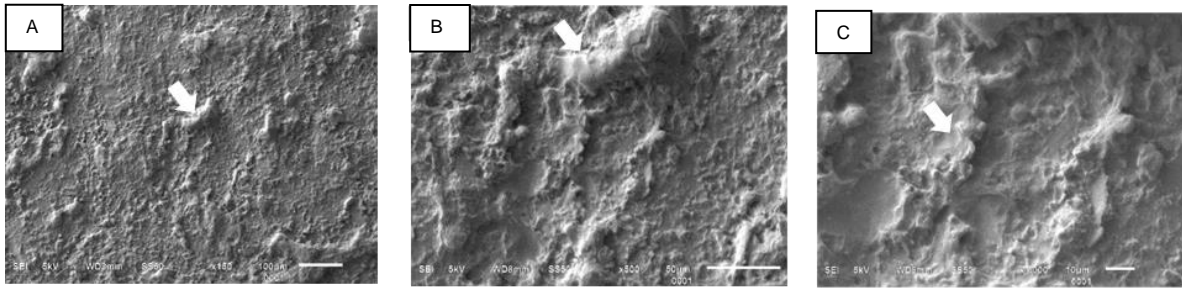


Fig. 50 Muestra de PMMA TP / OG 0.1% (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x

En las barras prepolimerizadas y fresadas de PMMA modificadas con OG (Fig. 51) y de PMMA simple (Fig. 52) mostraron en general una superficie lisa y con ausencia de porosidad, sin embargo, las barras que mostraron mayor superficie lisa y ausencia de porosidad fueron las del primer grupo (Graphenano Nanotechnologies).

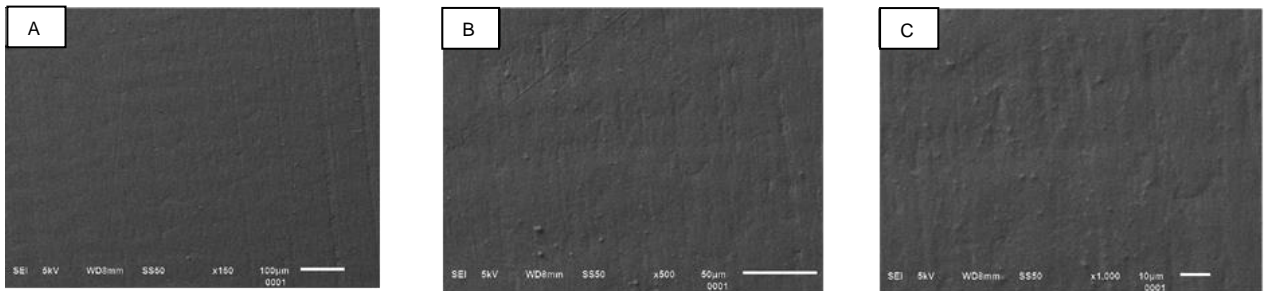


Fig. 51 Muestra de GRAPHENANO (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x

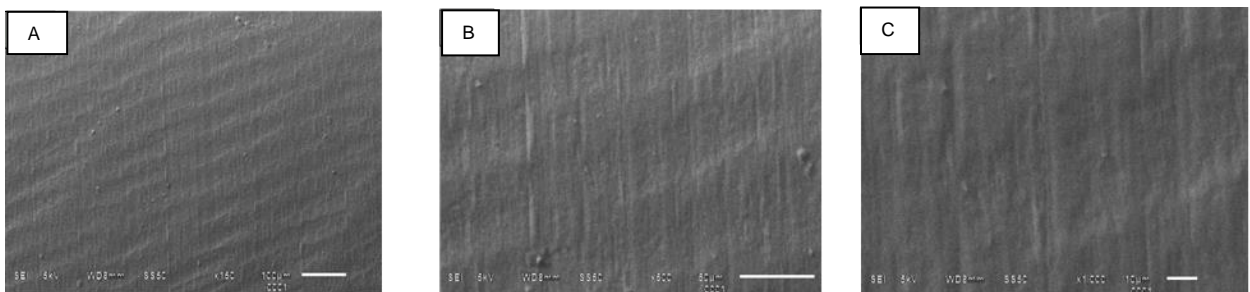


Fig. 52 Muestra de CERAMILL (A) Ampliación 250x. (B) Ampliación 500x. (C) Ampliación 1000x

9. DISCUSIÓN

Durante más de 70 años, el polimetilmetacrilato (PMMA) ha sido ampliamente utilizado en el campo odontológico debido a sus múltiples aplicaciones. Sin embargo, las restauraciones hechas con este material pueden experimentar deformaciones con el paso del tiempo, lo que aumenta el riesgo de fractura debido a su baja resistencia a la flexión y al impacto, aunado a una dureza superficial reducida. El empleo de nanomateriales en prótesis dentales, tales como el uso de fibras, entre ellos la fibra de vidrio y el nylon poliamida o los nanorellenos como nanopartículas de plata o el OG, ha demostrado mejoras significativas en algunas propiedades como la resistencia a la deformación elástica, la contracción durante el proceso de endurecimiento y la dureza en sí.

Al reforzar los materiales protésicos con nanorellenos, es importante evaluar la calidad de unión entre el relleno y la matriz polimérica ya que de ello dependerá mucho la resistencia mecánica que se pueda lograr. Hoy en día, siguen en pie investigaciones y experimentos en búsqueda de encontrar una dispersión homogénea de nanorellenos derivados del grafeno en matrices poliméricas mediante modificaciones químicas para mejorar su interacción.

Este estudio comparó la resistencia a la flexión, la translucidez y evaluación de la superficie de barras fabricadas de PMMA y de PMMA mezclado con OG en concentraciones de 0.1% y 0.05% en peso, así como de barras fresadas de discos prepolimerizados CAD / CAM de PMMA y PMMA con OG siguiendo los parámetros de la Norma 12 para polímeros. Dichas cantidades se eligieron ya que varios estudios han evaluado esas concentraciones de OG con diversos métodos de mezcla a polímeros, respaldando la investigación de Danieletto et al. (65) en donde concluyeron que concentraciones menores a 0.75% en peso de OG generaban un aumento de resistencia a la flexión. Así mismo, se utilizó acrílico de la marca mexicana NicTone de MDC ya que aún no existe evidencia que respalde la unión de OG con dicha casa comercial.

Primeramente, se llevó a cabo el estudio de FTIR de los 8 grupos para comprobar la incorporación de OG en las muestras de PMMA modificadas con OG. Se

evaluaron las áreas más representativas para determinar los picos característicos del PMMA y sus enlaces, así como los del OG. En donde se pudo comprobar la presencia de grupos funcionales característicos de la unión de ambos materiales tomando en cuenta revisiones realizadas por Cahyanto et al. (69), quienes en su estudio de muestras de PMMA modificadas con OG al 0.01%, 0.05%, 0.1% y 0.5% determinaron que los grupos hidroxilos (OH) y carboxilos (C=O) provenían del OG y el grupo C-H (estiramiento de metileno) pertenecía al PMMA, concordando con el estudio de Fazil et al. (70), en donde también se encontraron grupos hidroxilo pero a diferencia del anterior, se encontró el enlace C=C (estiramiento del grafito inoxidado) perteneciente al OG. Así mismo, Li et al (71) y Zhou et al. (72), comprobaron que los grupos de ácido carboxílico están presentes en los bordes del GO y los grupos epoxi e hidroxilo están presentes en los planos basales. Por su parte, Lee et al. (59), no solo encontraron los mismos grupos funcionales que los anteriores, si no también describió la presencia del grupo CH₂ y C-O-C del OG (741 cm⁻¹ y 1140 cm⁻¹ respectivamente), lo que concuerda con los datos de esta investigación.

Para estudiar los resultados de la resistencia a la flexión se evaluaron los grupos dividiéndolos según su tipo de polimerización y se encontró que en el grupo de PMMA autopolimerizable mejorado con 0.05% de OG exhibió una resistencia a la flexión ligeramente mayor en comparación con la resina de PMMA sola (80.64±15.24 MPa versus 73.26±8.22 MPa respectivamente) aunque sin diferencias estadísticamente significativas.

Sin embargo, en el grupo de termopolimerizado, la resina de PMMA convencional obtuvo un resultado más positivo que el grupo modificado con OG al 0.1% y al 0.05% en peso (95.47±10.33 MPa versus 89.03±10.47 MPa versus 79.79±21.70 MPa respectivamente).

Por otro lado, en cuanto a los discos de PMMA prepolimerizado, el grupo Ceramill elaborado de PMMA puro, mostró un valor significativamente mayor al grupo de Graphenano modificado con OG (122.31±14.57 MPa versus 63.59±45.85 MPa) dando como resultado una diferencia estadísticamente significativa.

Estos resultados respaldan la hipótesis nula que sugiere que el OG no mejora las propiedades físicas del PMMA ya que en cantidad de 0.05% existe una ligera diferencia en la resistencia a la flexión entre la resina de PMMA estándar y la resina mejorada con óxido de grafeno, sin embargo, no lo podemos considerar aún un resultado significativo.

Estas conclusiones difieren con investigaciones previas realizadas por diversos autores como Goncalves et al. (57) quienes encontraron que la concentración de 1% en peso de óxido de grafeno incorporado a PMMA mediante la polimerización por transferencia atómica fue efectiva para reforzar la dureza del material. A diferencia de Lee et al (59). quienes incorporaron al PMMA concentraciones de óxido de grafeno de 0.25, 0.5, 10.0 y 2.0% mediante un proceso de sonicación obteniendo como resultado que la cantidad de 0.5% en peso daba mejores resultados no solo de la resistencia flexural con un promedio de 150 MPa sino también los efectos contra las bacterias. Por otro lado, Bacali et al. (60) utilizaron concentraciones de 1% y 2% en peso obteniendo resultados mucho menores con un promedio de 36 MPa. Por su parte, Argawalla et al. (61) pusieron a prueba la tecnología CAD/CAM utilizando discos prepolimerizados de PMMA con óxido de grafeno de la marca Graphenano Nanotechnologies en una concentración no publicada por la manufacturera y realizando caracterización mediante FTIR para garantizar la presencia de grupos funcionales de carbono llegando a la conclusión que no era posible encontrar una diferencia llamativa en dichos materiales de PMMA con óxido de grafeno, estudio que concordó con el de De Angelis et al. (64) quienes evaluaron también discos CAD/CAM modificados con óxido de grafeno pero de la marca Andromeda Nanotech en valores de resistencia a la flexión, a la compresión y a la dureza Vickers y comparándolos con discos de PMMA convencional de la marca Dentsply Sirona y que, de acuerdo con sus resultados, concluyeron que el PMMA modificado con óxido de grafeno no mostraba resultados significativos al de únicamente PMMA, mismos datos que concuerdan con la presente investigación en donde se obtuvieron mejores resultados en discos de PMMA convencional que en los modificados con óxido de grafeno, Sin embargo, un estudio que divergió con los dos anteriores, fue el de Di Carlo et al.

(62) quienes evaluaron de igual manera el disco de Graphenano comparándolo con uno de PMMA convencional obteniendo valores de hasta 113 MPa y concluyendo que la incorporación del óxido de grafeno a PMMA si mejora la resistencia flexural de este material. Por otro lado, Danieletto et al. (65) realizaron una revisión sistemática buscando evaluar las propiedades mecánicas del PMMA y del PEEK mejorado con óxido de grafeno, óxido de grafeno reducido y nanoplaquetas de grafeno en concentraciones entre 0.1 y 10% en peso, resultando que, concentraciones por debajo de 0.75% resultaron en un aumento de la resistencia a la flexión, tracción y compresión del PMMA, siendo todo lo contrario cuando se utilizaron concentraciones altas.

Hasta el momento, la evidencia disponible que respalda la ventaja mecánica de los materiales de restauración dental reforzados con óxido de grafeno parece ser insuficiente, no solo en los elaborados para investigación, sino también en discos prepolimerizados ya comercializados. Específicamente, solo hay algunos estudios que han comparado las propiedades mecánicas *in vitro* del PMMA reforzado con óxido de grafeno por lo cual, se requiere estudiar más a fondo la variabilidad de los resultados, si se le puede atribuir a una mala distribución del óxido de grafeno en la matriz polimérica durante la técnica de elaboración o en el porcentaje que le incorpora el fabricante ya que en algunos casos no hay información fidedigna a tomar en cuenta. Esto resalta la necesidad de realizar más investigaciones en esta área para obtener una perspectiva más completa.

De acuerdo con el estudio en el microscopio electrónico de barrido, las muestras estudiadas a ampliaciones de 250x, 500x y 1000x mostraron que el óxido de grafeno no afecta como tal la superficie del material, ya que las rugosidades están presentes en las muestras de PMMA puro. Sin embargo, en las muestras fresadas de los discos CAD / CAM se pudo apreciar una diferencia muy grande en la superficie atribuida al acabado de los discos prepolimerizados, por lo que se sugiere realizar un estudio en donde previo al examen en el microscopio electrónico de barrido, se pulan las muestras siguiendo el protocolo de acabado y terminado de una restauración provisional para poder determinar si con ello se mejora la superficie del material ya que, un detalle muy importante al colocar

restauraciones en boca es verificar que no presenten porosidades o rugosidades que favorezcan la retención de compuestos orgánicos por lo que a la par, se podría estudiar con la actividad antimicrobiana que pudiera tener el óxido de grafeno como sugiere el estudio de Lee et al. (59), y Bacali et al. (60)

Finalmente, en el estudio de la translucidez no se obtuvieron variaciones en los resultados por lo que, de acuerdo con este estudio se determinó que el óxido de grafeno no condiciona la estética de una muestra de PMMA modificada, lo que concuerda con Agarwalla et al. (61), quienes en su investigación presentaron baja variación para todos los espesores ensayados.

Como perspectiva futura, se podrían llevar a cabo más investigaciones sobre muestras de PMMA reforzadas con óxido de grafeno utilizando un mayor número de población, otros porcentajes en peso y diferente técnica de mezclado con el fin de determinar las cantidades máximas de óxido de grafeno aceptables sin comprometer las propiedades estéticas y determinar si aumentar la concentración de este, logra mejorar las propiedades mecánicas y antimicrobianas de los materiales de PMMA así como valorar si puede haber mejoras en el grado de unión entre ambos compuestos.

10. CONCLUSIÓN

El agregado de 0.1% y 0.05% en peso de óxido de grafeno al PMMA autopolimerizable y termopolimerizable no mejoró de manera significativa la resistencia a la flexión, sin embargo, no se vio afectada la translucidez.

No se cumple con la hipótesis de investigación ya que los resultados obtenidos para la evaluación de las propiedades no son significativos.

A pesar de que el agregado de 0.05% en peso de óxido de grafeno al PMMA autopolimerizable fue positivo, se requiere estudiar más a fondo con un mayor número de muestras ya que aparentemente podría haber una mejora considerando los resultados encontrados también por otros autores.

Teniendo en cuenta las propiedades estudiadas aquí, no fue posible observar mejoras significativas al agregar óxido de grafeno al PMMA. No obstante, se considera que estudios futuros puedan revelar otros aspectos biomecánicos que podrían beneficiarse de esta modificación y que son relevantes para el éxito clínico de las restauraciones indirectas, como la adhesión, el desgaste y las propiedades antimicrobianas.

11. BIOÉTICA

Al ser un estudio *IN VITRO*, el material no entrará en contacto con pacientes durante la prueba y al ser un material que no presenta riesgo biológico este se almacenará para posible estudio futuro.

12. BIBLIOGRAFÍA

1. Kumar MV BSBJ. Historical interest of denture base materials. SRM University Journal of Dental Sciences. 2010;1(1):103–105.
2. Khindria SK, Mittal S, Sukhija U. Evolution of denture base materials. Vol. 9, Journal of Indian Prosthodontist Society. 2009. p. 64–69.
3. Tandon R GSKS. Denture base materials: From past to future. Indian Journal of Dental Sciences. 2010;33–39.
4. Dong J, Li L, Liu Q, Yang M, Gao Z, Qian P, et al. Interactive effects of polymethyl methacrylate (PMMA) microplastics and salinity variation on a marine diatom *Phaeodactylum tricornutum*. Chemosphere. 2022 Feb 1;289.
5. Raj PA, Dentino AR. Denture polymers with antimicrobial properties: A review of the development and current status of anionic poly(methyl methacrylate) polymers. Vol. 5, Future Medicinal Chemistry. 2013. p. 1635–1645.
6. Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. Journal of Prosthetic Dentistry. 2019 Jun 1;121(6):955–959.
7. Henrique Pinhata-Baptista O, Nascimento Gonçalves R, Onone Gialain I, Gusmão Paraíso Cavalcanti M, Yudi Tateno R, Rodriguez Gonzalez Cortes A. Three dimensionally printed surgical guides for removing fixation screws from onlay bone grafts in flapless implant surgeries. 2020.

8. Shum MHC, Pow EHN. Management of excessive movable tissue: A modified impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):387–389.
9. Skinner E. Acrylic denture base materials: Their physical properties and manipulation. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1951;1(2).
10. 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 Jan 19;34(2):234–239.
11. Wang W, Liao S, Zhu Y, Liu M, Zhao Q, Fu Y. Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. Vol. 2015, *Journal of Nanomaterials*. Hindawi Limited; 2015.
12. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials*. 2012.
13. Rickman L PPSJ. Contemporary Denture Base Resins: Part 1. *Dent Update*. 2012;25–30.
14. McCabe J WA. *Applied dental materials*. 2008.
15. Inami C, Shimizu H, Suzuki S, Haraguchi N, Itsuno S. Study on the performance of methyl methacrylate polymerization: Comparison of partially oxidized tri-n-butylborane and benzoyl peroxide with aromatic tertiary amines. *Dent Mater J*. 2019;38(3):430–436.
16. Morita K, Tsuka H, Kato K, Tsuga K. Effect of polymerization temperature on the properties of autopolymerizing resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 May 1;119(5):840–844.

17. Skinner, Eugene W. (1949). Acrylic Resins: An Appraisal of Their Use in Dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 39(3), 261–268.
18. Gladwin M BM. *Clinical aspects of dental materials: Theory practice and cases*. 2013.
19. Song SY, Shin YH, Lee JY, Shin SW. Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2020 Oct 1;12(5):259–64.
20. ADA. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*. 1975;90(2):451–458.
21. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. *In vitro* study of fracture strength of provisional crown materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(1):27–31.
22. Beaudreau DE, Guyer SE, Lefkowitz W, Kaiser DA. *Fixed prosthodontics operative dentistry section editors: Accurate acrylic resin temporary restorations*. 1978.
23. Ajay R, Suma K, Sasikala R, Sajidabegum S, Vignesh V, Bhuvaneshkumar D. Chemical structure and physical properties of heat-cured poly(methyl methacrylate) resin processed with cycloaliphatic comonomer: An *in vitro* study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2020 Mar 1;21(3):286–290.
24. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 Jun 1;121(6):955–959.

25. So YC, Tsoi JKH, Matinlinna JP. A New Approach to Cure and Reinforce Cold-Cured Acrylics. *Silicon*. 2012;4(3):209–220.
26. Schmalz J. *Biocompatibility of Dental Materials*. 2009. 255–270 p.
27. Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: The role of conditioning liquids. *J Dent*. 2012 Mar;40(3):210–221.
28. Gohlke-Wehrße HL, Giese-Kraft K, Wöstmann B. Clinical performance of a light-cured denture base material compared to polymethylmethacrylate-a randomized clinical study. *Clin Oral Investig*. 2012 Jun;16(3):969–975.
29. Schwindling FS, Bömicke W, Hassel AJ, Rammelsberg P, Stober T. Randomized clinical evaluation of a light-cured base material for complete dentures. *Clin Oral Investig*. 2014;18(5):1457–1465.
30. Iwaki M, Kanazawa M, Arakida T, Minakuchi S. Mechanical properties of a polymethyl methacrylate block for cad/cam dentures. *J Oral Sci*. 2020;62(4):420–422.
31. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. 2020.
32. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*. 2020 Apr 1;29(4):341–349.

33. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. *In vitro* evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 May 1;115(5):617–623.
34. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative *in vitro* evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016 May 1;24(3):258–63.
35. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. *In vitro* study of fracture strength of provisional crown materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(1):27–31.
36. Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2016 Oct 1;16(4):328–334.
37. Malone W WRGSLWRJSR. *Theory and Practice of Fixed Prosthodontics*. *Prosthetic Operative Dentistry*. 1988;395–397.
38. Beaudreau DE, Guyer SE, Lefkowitz W, Kaiser DA. *Fixed prosthodontics operative dentistry section editors: Accurate acrylic resin temporary restorations*. 1978.
39. Ogawa T, Aizawa S, Tanaka M, Matsuya S, Hasegawa A, Koyano K. Effect of water temperature on the fit of provisional crown margins during polymerization Clinical implications. vol. 82, *the journal of prosthetic dentistry*. 1999.

40. Lin WS, Ercoli C. A technique for indirect fabrication of an implant-supported, screw-retained, fixed provisional restoration in the esthetic zone. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009 Dec;102(6):393–396.
41. Cheng CW, Ye SY, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P, Ko CC. Randomized clinical trial of a conventional and a digital workflow for the fabrication of interim crowns: An evaluation of treatment efficiency, fit, and the effect of clinician experience. 2021.
42. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: A review of fiber, filler, and nanofiller addition. Vol. 12, *International Journal of Nanomedicine*. Dove Medical Press Ltd.; 2017. p. 3801–3812.
43. Khan H RMKT. Comparison of flexural strength of zinc nanoparticles reinforced resin with conventional heat cured acrylic resin. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2020;40(1):51–4.
44. Krishna Alla R. Evaluation and comparison of flexural strength of conventional heat cured denture base polymers with nylon denture base polymers: An *in vitro* study [Internet]. 2018.
45. Aguilar Gonzalez JP AGROCG. Synthesis, characterization and comparison of reduced graphene oxide by pulsed CO₂ laser and CVD. *Ciencias Básicas, UPIITA-IPN*. 2020;2–6.
46. Wolf EL. Springer briefs in materials Applications of Graphene An Overview. 2014.

47. Kumar S, Raj S, Kolanthai E, Sood AK, Sampath S, Chatterjee K. Chemical functionalization of graphene to augment stem cell osteogenesis and inhibit biofilm formation on polymer composites for orthopedic applications. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2015 Feb 11;7(5):3237–3252.
48. Murali R. Graphene nanoelectronics. 2012. 205–218 p.
49. Alamgir M, Nayak GC, Mallick A, Tiwari SK, Mondal S, Gupta M. Processing of PMMA nanocomposites containing biocompatible GO and TiO₂ nanoparticles. *Materials and Manufacturing Processes*. 2018 Sep 10;33(12):1291–1298.
50. Rhazouani A, Gamrani H, el Achaby M, Aziz K, Gebrati L, Uddin MS, et al. Synthesis and Toxicity of Graphene Oxide Nanoparticles: A Literature Review of *in Vitro* and *in Vivo* Studies. Vol. 2021, *BioMed Research International*. Hindawi Limited; 2021.
51. Sasidharan A, Panchakarla LS, Chandran P, Menon D, Nair S, Rao CNR, et al. Differential nano-bio interactions and toxicity effects of pristine versus functionalized graphene. *Nanoscale*. 2011 Jun 8;3(6):2461–2464.
52. Jaworski S, Strojny-Cieślak B, Wierzbicki M, Kutwin M, Sawosz E, Kamaszewski M, et al. Comparison of the toxicity of pristine graphene and graphene oxide, using four biological models. *Materials*. 2021 Aug 1;14(15).
53. Shrivatsav R, Mahalingam V, Lakshmi Narayanan ER, Naveen Balaji N, Balu M, Krishna Prasad R, et al. Characterization of poly methyl methacrylate and reduced graphene oxide composite for application as electrolyte in dye sensitized solar cells. *Mater Res Express*. 2018 Apr 18;5(4).

54. Guazzo R, Gardin C, Bellin G, Sbricoli L, Ferroni L, Ludovichetti FS, et al. Graphene-based nanomaterials for tissue engineering in the dental field. Vol. 8, *Nanomaterials*. MDPI AG; 2018.
55. Carlo Stefano D, al et, Edoardo B, Carlo Fabio D, Annalisa V, Luca P, et al. Graphene Applications in Dentistry Vol. 12, *Journal of International Dental and Medical Research*. 2019.
56. Balkourani G, Damartzis T, Brouzgou A, Tsiakaras P. Cost Effective Synthesis of Graphene Nanomaterials for Non-Enzymatic Electrochemical Sensors for Glucose: A Comprehensive Review. Vol. 22, *Sensors*. MDPI; 2022.
57. Goncalves G, Marques PAAP, Barros-Timmons A, Bdkin I, Singh MK, Emami N, et al. Graphene oxide modified with PMMA via ATRP as a reinforcement filler. *J Mater Chem*. 2010 Nov 28;20(44):9927–9934.
58. Ghosh PK, Kumar A, Kumar K. Improving thermal and electrical properties of graphene–PMMA nanocomposite. *Polymer Science - Series A*. 2015 Nov 1;57(6):829–835.
59. Lee JH, Jo JK, Kim DA, Patel KD, Kim HW, Lee HH. Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. *Dental Materials*. 2018 Apr 1;34(4):e63–72.
60. Bacali C, Baldea I, Moldovan M, Carpa R, Olteanu DE, Filip GA, et al. Flexural strength, biocompatibility, and antimicrobial activity of a polymethyl methacrylate denture resin enhanced with graphene and silver nanoparticles. *Clin Oral Investig*. 2020 Aug 1;24(8):2713–2725.

61. Agarwalla SV, Malhotra R, Rosa V. Translucency, hardness and strength parameters of PMMA resin containing graphene-like material for CAD/CAM restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Dec 1;100.
62. Carlo S, de Angelis F, Brauner E, Pranno N, Tassi G, Senatore M, Bossù M. Flexural strength and elastic modulus evaluation of structures made by conventional PMMA and PMMA reinforced with graphene. 2020.
63. 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. *Journal of Health Sciences*. 2019 Dec 20;21(4):376–381.
64. De Angelis F, Vadini M, Buonvivere M, Valerio A, Di Cosola M, Piattelli A, et al. *In vitro* mechanical properties of a novel graphene-reinforced PMMA-based dental restorative material. *Polymers (Basel)* 2023;15(3):622.
65. Danieletto S, Vilela B, Cândido A. Graphene loaded into dental polymers as reinforcement of mechanical properties: A systematic review. *Japanese Dental Science Review* 59 (2023) 160–166.
66. Cobos M, González B, Fernández MJ, Fernández MD. Chitosan-graphene oxide nanocomposites: Effect of graphene oxide nanosheets and glycerol plasticizer on thermal and mechanical properties. *Journal of applied polymer science*. 2017. p. 1–14.
67. Wu W, Ouyang Q, He L, Huang Q. Optical and thermal properties of polymethyl methacrylate (PMMA) bearing phenyl and adamantyl substituents. *Colloids Surf A Physicochem* Volume 653. 2022. p. 1-7

68. C. Nethravathi; Michael Rajamathi. Chemically modified graphene sheets produced by the solvothermal reduction of colloidal dispersions of graphite oxide. , 46(14). 2008. 1994–1998.
69. Cahyanto A, Martins MVS, Bianchi O, Sudhakaran DP, Sililkas N, Echeverrigaray SG, et al. Graphene oxide increases PMMA's resistance to fatigue and strength degradation. Dent Mater. 2023;39(9):763–9.
70. Fazil S, Liaqat K, Rehman W, Abdellatif MH. Synthesis and characterization of electrical and thermal conductive vinyltriethoxysilane functionalized graphene oxide/poly (methyl methacrylate) nanocomposite films. Membranes. 2023;13(6):609.
71. Li L. Tunable memristic characteristics based on graphene oxide charge-trap memory. Micromachines 2019, 10(2), 151
72. Zhou J, Zhao J, Hong L, Yanjia C, Xiang L. Enhanced thermal properties for nanoencapsulated phase change materials with functionalized graphene oxide (FGO) modified PMMA. Nanotechnology. 2020; 31(29).

2) Norma ISO 10993-1:2018 Evaluación Biológica de dispositivos Médicos.

ISO 10993-1:2018

Biological evaluation of medical devices -- Part 1: Evaluation and testing within a risk management process

This document specifies:

- the general principles governing the biological evaluation of medical devices within a risk management process;
- the general categorization of medical devices based on the nature and duration of their contact with the body;
- the evaluation of existing relevant data from all sources;
- the identification of gaps in the available data set on the basis of a risk analysis;
- the identification of additional data sets necessary to analyse the biological safety of the medical device;
- the assessment of the biological safety of the medical device.

This document applies to evaluation of materials and medical devices that are expected to have direct or indirect contact with:

- the patient's body during intended use;
- the user's body, if the medical device is intended for protection (e.g., surgical gloves, masks and others).

This document is applicable to biological evaluation of all types of medical devices including active, non-active, implantable and non-implantable medical devices.

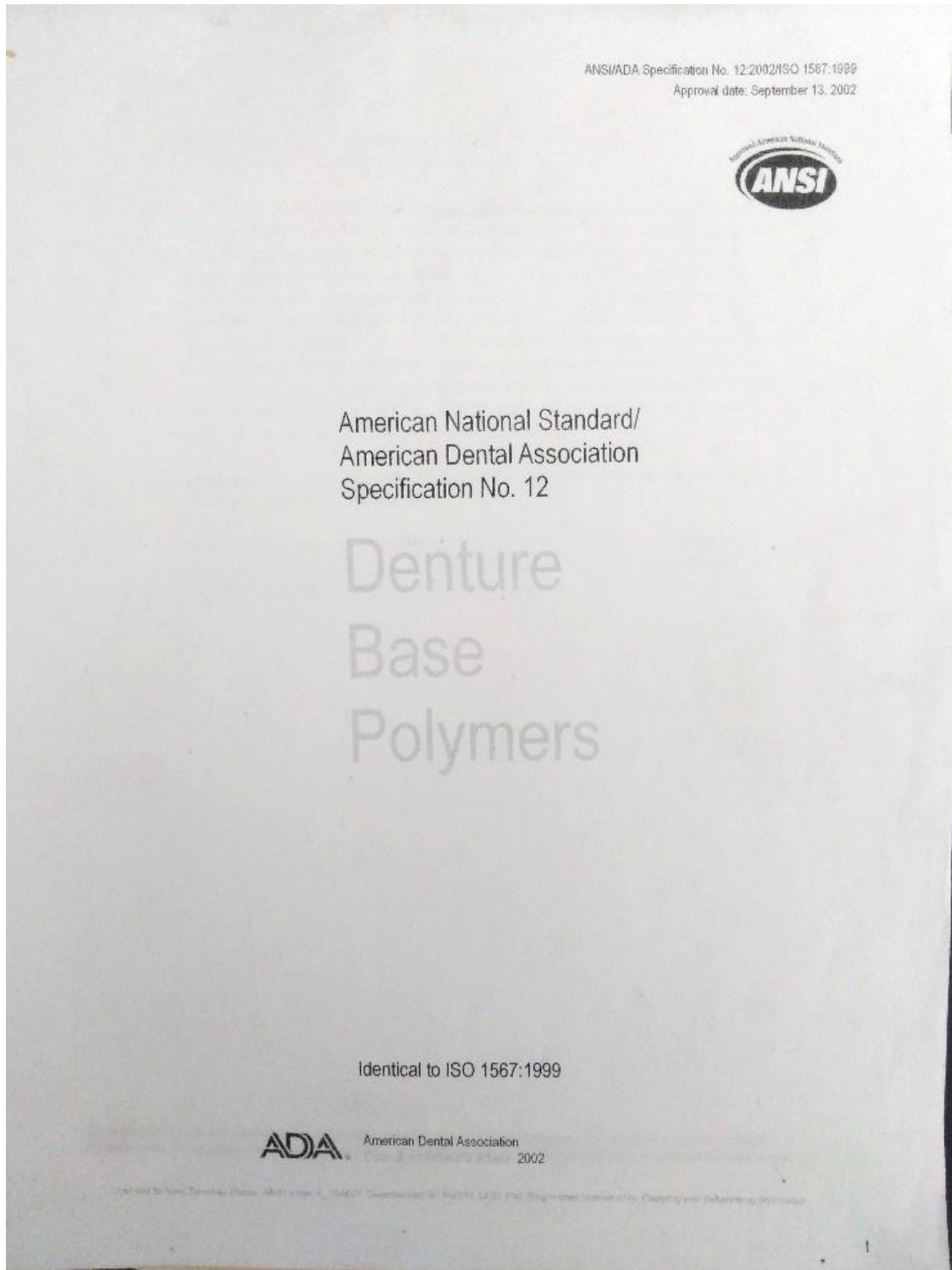
This document also gives guidelines for the assessment of biological hazards arising from:

- risks, such as changes to the medical device over time, as a part of the overall biological safety assessment;
- breakage of a medical device or medical device component which exposes body tissue to new or novel materials.

Other parts of ISO 10993 cover specific aspects of biological assessments and related tests. Device-specific or product standards address mechanical testing.

This document excludes hazards related to bacteria, moulds, yeasts, viruses, transmissible spongiform encephalopathy (TSE) agents and other pathogens.

- 3) Norma ANSI/ADA especificación No. 12:2002/ ISO 1567:1999 Polímeros para Base de Dentaduras.



4) Ficha técnica acrílico NicTone.



FICHA TECNICA

Acrílico NicTone Para Cucharillas

DESCRIPCION

El acrílico NicTone Autocurable, para cucharillas es un copolímero de MMA, que se forma al reaccionar exotérmicamente las mezclas de monómero con el copolímero auto curable (polímeros que curan a temperatura ambiente) para ser destinados en la elaboración de cucharillas individuales y bases para registros. Cumple con la Norma #12 de la ADA.

Especificaciones

Apariencia	Polvo, libre de materiales extrañas.
Color L,a,b,B	Cumple con los valores establecidos de acuerdo al tono
Solubilidad en agua	< 1.6 µg/mm ³
Adsorción de agua	< 32 µg/mm ³
Monómero MMA residual	< 2.2%
Módulo de Flexión	>2000 (MPa)
Fuerza de Flexión	>65 (MPa)

INSTRUCCIONES

Relación: Para una cucharilla, la proporción adecuada es de 30 ml de acrílico para cucharillas NicTone, con 10 ml del monómero autocurable NicTone (medir con probeta para mayor precisión), vaciar primero el monómero y después el acrílico en recipiente seco espátula hasta incorporar, compruebe el estado gomoso para proceder a amasar (utilice guates o polietileno para evitar contaminar) continúe con su técnica de autocurado.

Ventajas

Fácil de manejar, confecciona cucharillas individuales para una impresión uniforme. No se pega, no tiene memoria, más económico que cualquier acrílico autocurable.

Biocompatibilidad:

La base de la dentadura, producida de acuerdo con las instrucciones que acompañan al material, no tienen ningún efecto tóxico sobre la persona sana normal ya que se han llevado a cabo las pruebas de toxicidad habituales para estos materiales.

Presentación

Frascos de 35gr, 90gr, 190gr 500 gr, 2.5kg

Almacenaje

Este material tiene una vida útil por 5 años, a partir de la fecha de fabricación siempre y cuando se

5) Ficha técnica de disco G-CAM (Graphenano Nanotechnologies®).

Hoja de instrucciones Disco G-CAM



7. Gestión de calidad

La fabricación y el control de los discos G-CAM se realizan de acuerdo con la normativa UNE-EN ISO 13485: Sistema de Gestión de la Calidad en Productos Sanitarios. Para ello, Graphenano Dental lleva a cabo una evaluación continua del proceso de fabricación y del producto final, con el fin de minimizar los posibles riesgos asociados a la fabricación y a la incorporación al paciente de las prótesis obtenidas a partir de estos discos.

8. Características técnicas

- Módulo elástico: $3200 \pm 7\%$ MPa
- Resistencia a la flexión: $140 \pm 7\%$ MPa
- Dureza superficial: 88 Shore
- Absorción de agua: $4 \mu\text{g}/\text{mm}^3$
- Monómero residual: $<0,004\%$

9. Símbolos aplicados

LOT	Número de lote	Formato
REF	Número de referencia	Almacenamiento en seco
	Color	Diámetro
	Proteger de la luz solar	Espesor
	Consulta las instrucciones de uso	No reutilizar
	Fabricante	
	Tener en cuenta la documentación que acompaña al producto	

10. Otras observaciones

Esta hoja de instrucciones se corresponde con el estado actual de la técnicas y nuestra propia experiencia.

- El producto solo puede aplicarse para las indicaciones descritas en su descripción.
- El usuario es el único responsable de la aplicación del producto.
- Como fabricantes no nos responsabilizamos de los resultados fallidos, ya que no participamos en el procesamiento.
- El derecho a indemnización por daños y perjuicios se limita exclusivamente al valor comercial de nuestros productos.

Gama de productos

El disco G-CAM se presenta en 2 formatos diferentes:

- **G-CAM MONOCHROMA.** Formato de disco de color monocromático para restauraciones monolíticas, meso- estructuras de anclaje o de recubrimiento estético.
- **G-CAM MULTICHROMA.** Formato de disco de color multicromático para realizar restauraciones monolíticas de anatomía completa.

La dimensión del disco es de 98,5 mm (anclaje universal) de diámetro con espesores de 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 y 30 mm.