



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE
HIDALGO INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD**

“Influencia del Tiempo de Post-Prensado en las Propiedades Físico-Químico-Mecánicas de una Resina Comercial de Polimetilmetacrilato para Elaboración de Craneoplastías”

Tesis que para obtener el grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS BIOMÉDICAS Y DE LA SALUD

Presenta:

C.D.P.M.F. RAÚL PARRA CASTAÑEDA

Director de Tesis

DR. ELIEZER ZAMARRIPA CALDERÓN

Co-director de Tesis

DR. JOSÉ ALEJANDRO RIVERA GONZAGA

San Agustín Tlaxiaca Hgo. Febrero de 2021



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

Instituto de Ciencias de la Salud

School of Health Sciences

Área Académica de Medicina

Department of Medicine

Maestría en Ciencias Biomédicas y de la Salud

2/febrero/2021

AAM/MCBS/031/2021

Asunto: Asignación de Jurado de Examen

Raúl Parra Castañeda

Alumno de la Maestría en Ciencias Biomédicas y de la Salud

Por este conducto le comunico el jurado que le fue asignado a su Tesis titulada "Influencia del Tiempo de Post-Prensado en las Propiedades Físico-Químico-Mecánicas de una Resina Comercial de Polimetilmetacrilato para Elaboración de Craneoplastias" con el cual obtendrá el **Grado de Maestro en Ciencias Biomédicas y de la Salud**; después de revisar la tesis mencionada y haber realizado las correcciones acordadas, han decidido autorizar la impresión de la misma.

A continuación, se anotan las firmas de conformidad de los integrantes del jurado:

PRESIDENTE	Dr. Carlos Enrique Cuevas Suárez
PRIMER VOCAL	Dr. Juan Eliezer Zamarripa Calderón
SECRETARIO	Dr. José Alejandro Rivera Gonzaga
SUPLENTE	M en C. Adriana Leticia Ancona Meza M
SUPLENTE	M en C. Salvador López Morales

Sin otro asunto en particular, reitero a usted la seguridad de mi atenta consideración.

Atentamente
"AMOR, ORDEN Y PROGRESO"

M.C. ESP. ADRIÁN MOYA ESCALERA
DIRECTOR



DIRECCIÓN

DRA. LYDIA LÓPEZ PONTIGO
COORDINADORA DE POSGRADO ICSA

DR. MANUEL SÁNCHEZ GUTIÉRREZ
COORDINADOR DEL PROGRAMA

Instituto de Ciencias de la Salud
Exhacienda la Concepción s/n Camino a Tilcuautla,
San Agustín Tlaxiaca, Hgo. C.P. 42160
Teléfono: 52 (771) 71 720 00 Ext. 4308
mtria_bio_sal@uaeh.edu.mx



www.uaeh.edu.mx

Durante el desarrollo de estos estudios, se contó con una beca de manutención otorgada por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), número de beca 633436.

Durante el periodo del 4 de septiembre de 2017 al 6 de mayo de 2019 se realizó esta investigación en el Laboratorio de Materiales Dentales del Instituto de Ciencias de la Salud de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, bajo la dirección del Dr. Eliezer Zamarripa Calderón y el co-director el Dr. Alejandro Rivera Gonzaga.

Durante el periodo del 1 de agosto al 28 de septiembre de 2018 se realizó una estancia nacional de investigación en el Laboratorio de Cromatografía de Gases del Instituto de Ciencias de los Materiales de la Universidad Nacional Autónoma de México, bajo la asesoría del Mtro. Salvador López Morales.

Durante el periodo del 4 de febrero al 8 de marzo de 2019 se realizó una estancia nacional de investigación en el Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Instituto de Ciencias de los Materiales de la Universidad Nacional Autónoma de México, bajo la asesoría del Mtro. Salvador López Morales y el Mtro. Eliazar Hernández Encinas.

Dedicatorias y agradecimientos

A Danna, hija mía solo Dios sabe cuanto te amamos.

A Diana, llegaste a mitad del camino, el más difícil, pero no te importó. Te amo mi amor.

A mis padres por su apoyo incondicional, siempre están allí escuchando, opinando y alentando siempre... mis mejores aliados en todo, a ustedes muchas gracias.

A mis hermanos, por su comprensión, muchas veces no había tiempo para dialogar, solo el escuchar era opción. Gracias.

ÍNDICE GENERAL

I.	INTRODUCCIÓN	14
II.	ANTECEDENTES	18
2.1.	Generalidades del Polimetilmetacrilato.....	18
2.1.1.	Historia del PMMA	18
2.1.2.	Uso de PMMA en ciencias médicas.....	19
2.1.3.	Uso de PMMA en craneoplastía.....	19
2.2.	Composición química.....	21
2.3.	Polimerizado del PMMA.....	23
2.4.	Post-Prensado del PMMA	25
2.5.	Caracterización del PMMA.....	26
2.6.	Propiedades físico-químico-mecánicas.....	27
2.6.1.	Liberación de monómero residual.....	27
2.6.2.	Resistencia al impacto y Resistencia a la flexión.....	28
2.6.3.	Dureza	29
2.6.4.	Sorción y solubilidad.....	29
2.7.	Antecedentes del Problema	31
2.7.1.	Biocompatibilidad y PMMA.....	31
2.7.2.	Prótesis de cráneo a base de PMMA termocurado.....	31
2.7.3.	Planteamiento del Problema.....	32
III.	JUSTIFICACIÓN	34
IV.	HIPÓTESIS	35
V.	OBJETIVOS	37
5.1	Objetivo General	37
5.2	Objetivos específicos.....	37
VI.	MATERIALES Y MÉTODOS	38
6.1	Tipo de estudio.....	38
6.2	Diagrama del diseño experimental.....	38
6.3	Equipo.....	39
6.4	Contexto de la Investigación.....	39
6.5	Variables.....	41

6.6	Protocolo para elaboración de probetas.....	42
VII.	RESULTADOS.....	49
7.1	Liberación de monómero residual.	49
7.2	Determinación de la resistencia flexural.	51
7.3	Determinación de la Resistencia al Impacto (RI).....	53
7.4	Determinación de la Dureza Vickers.....	55
7.5	Medición de sorción acuosa.	57
7.6	Cuantificación de solubilidad acuosa.	59
VIII.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	61
IX.	CONCLUSIONES	66
X.	RECOMENDACIONES.....	67
XI.	REFERENCIAS	68

i ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Materiales usados en las Craneoplastías. a) Craniectomía, b) Hueso autólogo, c) Polimetilmetacrilato y d) Titanio.	21
Figura 2. Polimerización del PMMA.	24
Figura 3. Diagrama del diseño experimental.....	38
Figura 4. Influencia del tiempo de Post-Prensado de Monómero Residual.	49
Figura 5. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en la Resistencia a la Flexión.....	51
Figura 6. Influencia del tiempo de Post-Prensado en la Resistencia al Impacto.....	53
Figura 7. Influencia del tiempo de Post-Prensado en la Dureza Vickers.	55
Figura 8. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en Sorción Acuosa.	57
Figura 9. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en Solubilidad Acuosa.	59

ii ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición del PMMA.	22
Tabla 2. Tipos de polímeros.	22
Tabla 3. Material y equipo empleado.	39
Tabla 4. Grupos de estudio.....	40
Tabla 5. Variables de Investigación.	41
Tabla 7. Comparaciones múltiples Tukey de porcentaje de monómero residual.....	50
Tabla 8. Comparaciones múltiples de Tukey de Resistencia a la Flexión.	52
Tabla 9. Comparaciones múltiples Tukey de resistencia al impacto. Donde 1GC vs G12 y 2G12 vs G1.....	54
Tabla 10. Comparaciones múltiples de Tukey. Donde *G12 vs G1(p<0.05).	56

Tabla 11. Comparaciones múltiples Tukey de sorción acuosa.	58
Tabla 12. Comparaciones múltiples Tukey de Solubilidad Acuosa.....	60

iii ABREVIATURAS

PMMA – Polimetilmetacrilato.

TPostP – Tiempo de Post-Prensado.

TP – Tiempo de Polimerizado.

MMA – Metil Metacrilato.

D10 – Decano.

RI – Resistencia al impacto

RF – Resistencia a la flexión

Dr- Dureza

MR – Monómero residual.

E – Elasticidad

σ - Modulo de Elasticidad

RESUMEN

Existen diversos materiales utilizados en las craneoplastías, siendo el polimetilmetacrilato (PMMA) un material que presenta adecuadas propiedades físicas, mecánicas y biológicas, además de tener un bajo costo, lo cual agrega una ventaja para los pacientes, el método para realizar una prótesis de cráneo de PMMA no es universal, por lo que el objetivo de esta investigación tipo experimental es determinar si el tiempo de post-prensado influye en las propiedades, lo cual permitirá establecer el tiempo ideal para optimizar las características de las prótesis. Se emplean muestras de PMMA (probetas realizadas bajo la Norma ISO-20587-1:2013) por cada variable a medir: resistencia flexural, resistencia al impacto, dureza, monómero residual, sorción acuosa y solubilidad, dichas muestras son divididas en 4 grupos con diferentes tiempos de post-prensado (*12, 6, 1 y 0 horas.*), son polimerizadas a temperatura gradual de 65°C – 90°C, durante 90 minutos, los resultados fueron analizados por ANOVA ($p < 0.05$) y una prueba Tukey. El grupo de una hora fue el grupo que mostró mayor dureza, siendo el de 12 horas el de menor dureza, existiendo una diferencia estadísticamente significativa entre ambos de 0.0324. El grupo control mostró mayor resistencia flexural, en comparación con los demás grupos, siendo el grupo de 1hr el de menor resistencia, con una diferencia estadísticamente significativa de 0.031. El grupo con valores mayores de resistencia al impacto fue el grupo control y siendo el de valores menores el grupo 12 horas, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los primeros 2 grupos y el último. En sorción acuosa el grupo de 6hrs tuvo los valores mayores y mostró una diferencia estadísticamente significativa con el grupo de 12 horas, que fue el de valores menores. Para solubilidad acuosa, el grupo control tuvo valores mayores, siendo el de 1hr el de valores menores, no existió diferencia estadísticamente significativa entre ningún grupo. El mayor porcentaje de monómero residual se encontró en el grupo control, el cual mostró diferencias estadísticamente significativas con todos los grupos, siendo en esta prueba el grupo de 1hr el que mostró un porcentaje menor de monómero residual. El grupo 1hr mostró características deseadas en una craneoplastía tales como el menor porcentaje de monómero residual, la mayor dureza, la menor resistencia a la flexión, una adecuada resistencia al impacto (2° lugar) y bajas sorción acuosa y solubilidad. Todo esto nos permite concluir que

el tiempo de post-prensado de 1hr es el ideal ya que exhibe las mejores características físicas, biológicas y mecánicas para una craneoplastía.

Palabras clave: Polimetilmetacrilato, Post-prensado, caracterizado, craneoplastías.

ABSTRACT

There are several materials used in cranioplasty, being polymethylmethacrylate (PMMA) a material that presents adequate physical, mechanical and biological properties, besides having a low cost, which adds an advantage for patients, the method to perform a cranial prosthesis of PMMA is not universal, so the objective of this experimental type research is to determine if the post-pressing time influences the PMMA properties, which will allow to establish the ideal time to optimize the characteristics of the prosthesis. PMMA samples (specimens made under ISO-20587-1: 2013) are used for each variable to be measured: flexural strength, impact resistance, hardness, residual monomer, aqueous sorption and solubility, these samples are divided into 4 groups with different post-pressing times (12, 6, 1 and 0 hours.), these are polymerized at a gradual temperature of 65 ° C - 90 ° C, for 90 minutes, the results were analyzed by ANOVA ($p < 0.05$) and a test Tukey The group of one hour was the group that showed greater hardness, being the one of 12 hrs the one of lower hardness, existing a statistically significant difference between both of 0.0324. The control group showed greater flexural resistance, in comparison with the other groups, with the 1hr group having the least resistance, with a statistically significant difference of 0.031. The group with the highest values of impact resistance was the control group and the group with the lowest values was the group 12 hours, there being statistically significant differences between the first 2 groups and the last. In aqueous sorption the group of 6hrs had the highest values and showed a statistically significant difference with the group of 12 hours, which was the lowest values. For aqueous solubility, the control group had higher values, being 1hr the one of lower values, there was no statistically significant difference between any group. The highest percentage of residual monomer was found in the control group, which showed statistically significant differences with all the groups, being in this test the group of 1hr which showed a lower percentage of residual monomer. Group 1hr showed desired characteristics in a cranioplasty such as the lowest percentage of residual monomer, the highest hardness, the least resistance to bending, adequate impact resistance (2nd place) and low aqueous sorption and solubility. All this allows us to conclude that the post-pressing time of 1hr is the ideal since it exhibits the best physical, biological and mechanical characteristics for a cranioplasty.

Keywords: Polymethylmethacrylate, Post-pressing time, characterized, cranioplasties.

I. INTRODUCCIÓN

La craneotomía descompresiva es la eliminación parcial, temporal o definitiva de hueso para liberar y controlar de manera eficiente la hipertensión intracraneal existente. Es la alternativa terapéutica de la Neurocirugía cuando existe un deterioro neurológico. Las causas que la ameritan son los traumatismos, tumores cerebrales, alteraciones cerebrovasculares, e infecciones que llegan a resultar en trastornos intracraneales (1).

La craneoplastia es la reconstrucción del defecto craneal posterior a la craneotomía y en donde se pueden utilizar diversos materiales como Titanio, PMMA (*polimetilmetacrilato*), cristales de hidroxiapatita, PEEK (*polieteretercetona*) y el hueso autólogo. Un material ideal para una reconstrucción craneal deberá cumplir suficientes características favorables a fin de evitar daño, o alteración alguna al organismo (2). Deberá ser biocompatible, biológicamente inerte, osteoconductor, osteoinductor, que sea suficientemente fuerte para resistir fuerzas mecánicas externas e internas, que la capacidad de manipulación frente al diseño del defecto craneal sea primordial para que se adapte perfectamente, que la degradación que presente no favorezca reacciones inflamatorias, no conduzca calor y la fabricación no produzca altos costos (1-3).

Hoy en día, no existe algún tipo de material para reconstrucción craneal que cumpla con todas las características deseadas. Sin embargo, a pesar de las limitaciones inherentes de cada material, la elección de los materiales de Craneoplastia depende mucho de la preferencia del neurocirujano, teniendo en cuenta el estado del paciente (4,5). El uso del hueso autólogo es comúnmente usado en las reconstrucciones craneales, con el objetivo de devolver una protección biomecánica al cerebro, normalizar la presión intracraneal, y devolver la dinámica del flujo sanguíneo cerebral, logrando así mismo una contribución favorable a la estética y psicología del paciente (6). Sin embargo, se ha documentado la resorción ósea y altas posibilidades de una pérdida de flujo vascular del hueso autólogo, si su colocación es mayor a 3 meses (7).

La bibliografía existente sobre el uso de polimetilmetacrilato (PMMA) para craneoplastias contempla tres características, siendo la primera su accesibilidad a la posición del defecto

craneal, lo cual contribuye a un menor tiempo quirúrgico y por ende a un mejor post-operatorio, los efectos adversos insignificantes en pacientes rehabilitados, y claro lo barato que resulta emplearlo, ya que el uso de titanio en craneoplastías aumenta los costos quirúrgicos, la controversia radica en ser considerado un material plástico, aun con dudas respecto a su índice de fractura y dureza, aunque existe conocimiento de comparaciones con resultados aceptables de materiales como cristales de hidroxiapatita, PEEK, y hueso autólogo, son considerados poco viables por su elevado precio al utilizarlos (8–10).

El PMMA tiene alta aceptación en diversas áreas médicas, como dispositivos y prótesis relacionados con la nanotecnología. Su fácil manipulación, elaboración, y experiencia comprobada, lo colocan como materia prima en la elaboración de prótesis (11). El PMMA posee excelentes propiedades biológicas, físicas y mecánicas, goza de dureza, resistencia y transparencia, además de un alto índice de refracción, excelente resistencia al envejecimiento y a la intemperie. Su firmeza a la rotura es siete veces superior a la del cristal a igualdad de espesores, por lo que resulta más resistente a los golpes (12). Es por eso la importancia de realizar un caracterizado de este material que involucre ensayos y pruebas físico, químico y mecánicas que otorguen certeza al emplearlo por parte de los Neurocirujanos, es imperante el conocer la cantidad de monómero residual que desprende este material y si puede resultar nocivo para la Salud del paciente.

Para caracterizar un material en particular, será necesario tener información sobre sus propiedades tanto físicas como mecánicas, considerando los lineamientos establecidos en la Norma ISO 20795-1:2013-03-01 *Denture base polymers* Segunda Edición (13). El ajuste y buen desempeño de las prótesis, están relacionados con sus propiedades físico-mecánicas siendo la contracción de polimerización, la porosidad, la absorción de agua, la solubilidad, y las tensiones del procesado y el agrietamiento sus características más importantes. Dentro de las características mecánicas encontramos la resistencia al impacto, resistencia a la flexión y dureza (14).

La resistencia a la fractura de las prótesis de PMMA depende, entre otros factores, de la resistencia a la flexión y la resistencia al impacto. El rendimiento del material bajo condiciones de carga estática se comprueba en su resistencia a la flexión, la resistencia al

impacto otorga la medida de la energía absorbida por el material antes de la fractura. Ambas propiedades solo se correlacionarían directamente con los materiales en los que el rango elástico (módulo de deformación) se extendía hasta el punto de fractura (15).

Otras de las propiedades del PMMA son la solubilidad acuosa y la absorción, las cuales causan inestabilidad dimensional, provocando que el material experimente tensiones internas que puedan crear grietas, finalmente la fractura del mismo. Por lo tanto, la sorción y la solubilidad del PMMA deberá ser lo más baja posible. Existe bibliografía que describe una correlación entre la sorción de agua y el monómero residual. Si el monómero residual está presente, se produce menos conversión de monómero y puede resultar en una mayor sorción y solubilidad. Diversos estudios demuestran que el tiempo de polimerización prolongado da como resultado polímeros más largos, de modo que se obtuvo una absorción, solubilidad y monómero residual reducidos. Cuanto más homogéneo es un material, menos agua absorbe y menos soluble se comporta (16,17).

La polimerización de PMMA se puede iniciar de diferentes maneras: por descomposición de peróxido de benzoilo con calor, por activación química usando material tal como dimetil-p-toluidina, por luz visible o energía de microondas. La polimerización de PMMA por calor puede verse afectada por una variedad de parámetros como son tiempo, presión y temperatura, y a pesar de los diversos métodos de polimerización, la conversión de monómeros en polímeros es incompleta, y permanecen monómeros sin reaccionar, llamados monómeros residuales en el PMMA(18). Los niveles variables de monómeros residuales contenidos en todas las resinas acrílicas dependen de la eficiencia de la transferencia de calor y las condiciones ambientales (19).

Se ha documentado que el tiempo de post-prensado en el PMMA termocurable, es decir, el tiempo previo antes de iniciar la polimerización, favorece una futura correcta polimerización(20), que va ligada hacia una liberación menor de monómero residual. Numerosos estudios hablan sobre la liberación de monómero residual y la interacción que presenta a nivel tisular, demostrando nulos procesos de inflamación, o presencia de interacción de lisosomas de células óseas o algún otra línea celular (21–26). Para lograr una excelente polimerización del polimetilmetacrilato, es importante la correcta manipulación de

polímero de PMMA y monómero de MMA, lo cual contribuirá a una mayor liberación de monómero residual (27), y así conservar sus propiedades químicas, físicas y mecánicas sin modificaciones o alteraciones. (28).

II. ANTECEDENTES

2.1. Generalidades del Polimetilmetacrilato.

2.1.1. Historia del PMMA

En 1843 fue creado el primer ácido acrílico, después, en el año de 1865 se formula el primer acrílico derivado del ácido metacrílico. La reacción entre ácido metacrílico y el metanol da como resultado el éster metacrilato de metilo (2).

Wilhem Rudolph Fittig (químico alemán) descubrió en 1877, el proceso de polimerización que convierte el metil-metacrilato en polimetilmetacrilato. Otto Rohm (químico alemán) en 1901, publica su tesis doctoral la producción un polímero sólido transparente derivado del ácido acrílico. Lamentablemente, el desarrollo comercial de estos compuestos fue retrasado debido a la falta de una fuente viable para el monómero. En 1927, Rohm y Hass, crearon Acryloid y Plexigum, ambos derivados del polimetil metacrilato, para crear vidrios de máxima seguridad (29,30).

Posteriormente, en 1936 la Imperial Chemical Industries, comenzó la comercialización de vidrios acrílicos de seguridad, que contemplaba diversos usos tanto industriales como del hogar; durante la Segunda Guerra Mundial se utilizaron para periscopios de los submarinos, parabrisas de autos militares y en torretas de aviones. Los artilleros y pilotos de dichas aeronaves, presentaban lesiones en ojos y parpados, producidas por los fragmentos de vidrio y polimetilmetacrilato, ocasionados por los disparos, se observó que los de polimetilmetacrilato eran más favorables a sanar que a los heridos por vidrios estándar, esto dado por su alta biocompatibilidad con tejidos humanos (30).

Fue hasta 1937 que el metil metacrilato fue evaluado por Wright y encontró un material idóneo al cumplir prácticamente todos los requisitos de un material base para la elaboración de prótesis (4).

El polimetilmetacrilato tuvo un auge significativo en la década de los cuarenta, se estima que cerca de un 95% de todas las prótesis dentales en Estados Unidos de América, fueron fabricadas usando polimetilmetacrilato por el método convencional de calor (2).

2.1.2. Uso de PMMA en ciencias médicas.

El empleo de materiales inertes y su uso en la medicina hoy en día es un aliciente para su empleo en pacientes con diferentes propósitos. Li A. y colaboradores, mencionan en su estudio, que la hipersensibilidad al polimetimetacrilato se observa en 0.7-12.3% de pacientes, es así como el desarrollo o la modificación de los materiales biocompatibles ya conocidos, es un problema con alto impacto social (5). No obstante, su uso toma mayor fuerza en la actualidad debido a diversos factores, principalmente el bajo costo y un fácil acceso a este tipo de materiales.

Es común el uso de PMMA y la adición de distintos tipos copolímeros (31,32), siendo utilizado como prótesis dentales, osteoconductores o soporte de hueso, y en dispositivos específicos para transportar y contener medicamentos que posteriormente serán administrados a pacientes oncológicos.

El PMMA asimismo se usa para confeccionar protodoncias dentales debido a sus diversas ventajas, incluyendo el bajo costo, biocompatibilidad, facilidad de procesamiento, estabilidad en el ambiente oral y estética permisible. Durante varios años se han efectuado varios estudios para mejorar las propiedades del PMMA, utilizando diferentes métodos de polimerización y/o incorporando rellenos en su composición (11).

2.1.3. Uso de PMMA en craneoplastía.

El uso de PMMA en las reconstrucciones craneales, fue introducido a principios de 1960, era fácil de moldear, ligero y radiopaco (1,33). Sus limitaciones radicaban en el poco o nulo conocimiento por parte del cuerpo médico para su uso, y la principal limitante era su proceso de polimerización, presentando una reacción exotérmica causando una necrosis térmica de hueso sano, existiendo una incontable liberación de monómero de metil metacrilato no polimerizado que resultaría en una necrosis química, y la capacidad de estimular osteolisis, dejando a los pacientes susceptibles a una probable infección (5,34).

El polimetilmetacrilato termocurable es hoy en día uno de los materiales más usados para craneoplastías (35). Debido a su tipo de elaboración este material está libre de reacciones

exotérmicas en el paciente, obtura adecuadamente los defectos amplios y facilita la manipulación por parte del médico. Hoy en día, existen diversas formas para la elaboración de craneoplastías hechas a base de PMMA termocurable, y van desde la realización de una toma de impresión con alginato del defecto a nivel coronal, hasta la elaboración de un modelo craneal en 3D obtenido por Tomografía Computarizada, que sirve como base para la elaboración de la craneoplastía (36).

Para realizar una craneoplastía, existen ya descritas diversas técnicas y distintos materiales, incluyendo auto, homo y xenoinjertos, materiales metálicos y acrílicos e incluso cementos óseos derivados del calcio. Todos estos materiales presentan tasas de éxito variables, y mucho dependerá de la localización y el tamaño de la lesión (30,37–40).

Rotaru y colaboradores, mencionan en su investigación que, para la elaboración de una prótesis craneal, el material a emplear deberá poseer propiedades mecánicas y físicas necesarias, además de la biocompatibilidad y estética adecuada para beneficio de los pacientes (41).

El material a emplear en craneoplastías deberá tener al menos las siguientes características:(11)

- 1 Amplia cobertura del defecto craneal.
- 2 Radiopaco.
- 3 Resistencia a las infecciones.
- 4 No expandirse con el calor.
- 5 Excelencia en propiedades físico.
- 6 Económico.
- 7 Fácil de adquirir.

Aún así, no hay material perfecto que cumpla estos criterios. Muchos investigadores creen que el material empleado, tiene un papel esencial en las complicaciones de la craneoplastía (16).

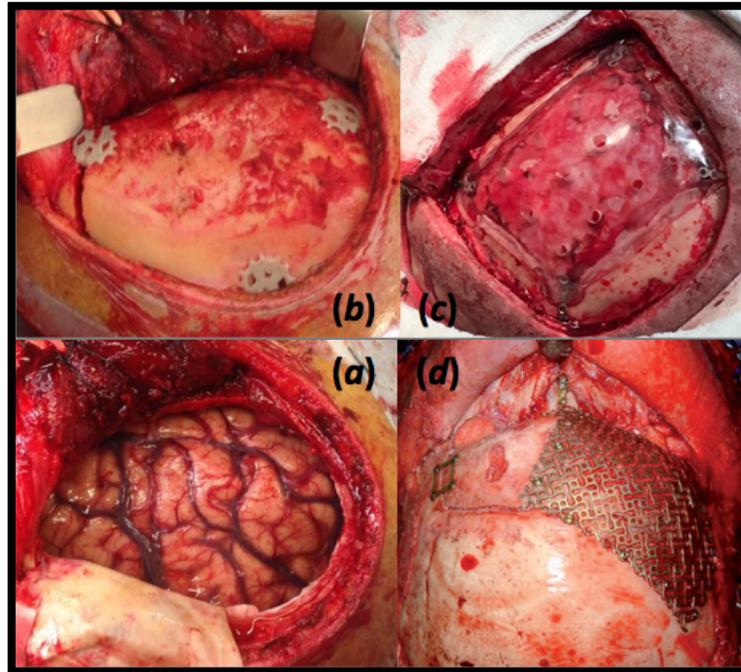


Figura 1. Materiales usados en las Craneoplastías. a) Craniectomía, b) Hueso autólogo, c) Polimetilmetacrilato y d) Titanio.

2.2. Composición química.

El metil-metacrilato es un líquido transparente, presenta una alta presión de vapor y es un excelente solvente orgánico. En las áreas médicas se polimeriza por medio de un iniciador químico que se encuentra junto con el polimetilmetacrilato. No se requiere de condiciones especiales para la polimerización y suele llevarse a cabo de manera rápida. El grado de polimerización varía con la temperatura, el método de activación, el tipo de iniciador, la concentración del iniciador, la pureza de los elementos químicos y otros factores (29,42).

La composición de los materiales para poder obtener un PMMA de base de dentadura se encuentra descritos en la Tabla 1.

Tabla 1. Composición del PMMA.

<i>Componente</i>	<i>Constitución</i>
	<u>Polvo</u>
Polímero	Polvo de polimetilmetacrilato
Iniciador	Peróxido de benzoilo
Pigmentos	Colorantes orgánicos, sales de cadmio o hierro
	<u>Líquido</u>
Monómero	Metil metacrilato
Agente reticulante	Dimetacrilato de etilenglicol
Inhibidor	Hidroquinona
Activador	Dimetil-p-toluidina

De acuerdo a la Norma ISO 20795-1:2013-03-01 Segunda Edición *Dentistry Base Polymers*. Existen 5 tipos de polímeros para bases de dentadura (13), como se describe en la Tabla 2.

Tabla 2. Tipos de polímeros.

<i>Tipo</i>	<i>Clase</i>	<i>Descripción</i>
1	1	Materiales polimerizados por calor (polvo – líquido)
1	2	Materiales polimerizados por calor (preformados)
2	1	Materiales autopolimerizados (polvo – líquido)
2	2	Materiales autopolimerizados (distintos tipos de resinas)
3	-	Resinas termoplásticas
4	-	Resinas polimerizadas por la activación de luz
5	-	Resinas polimerizadas por horno de microondas

Para la elaboración de craneoplastías de polimetilmetacrilato se emplea el Tipo 1 (materiales polimerizados por calor), en la presentación de polvo y líquido.

2.3. Polimerizado del PMMA

La mayoría de las reacciones de polimerización son de dos tipos: la polimerización de la adición, en la que no se forma el producto, y la polimerización de condensación, en la que se forma un producto de peso molecular como el agua o el alcohol (29,42,43).

La polimerización de PMMA se puede iniciar de diferentes maneras: por descomposición de peróxido de benzoilo con calor, por activación química usando material tal como dimetil-p-toluidina, por luz visible o energía de microondas. Comúnmente para el PMMA se emplea una polimerización por el método de calor, donde se utiliza agua caliente con diversas temperaturas y empleando distintos periodos de tiempo, también se emplea pero en menor uso el PMMA polimerizado por horno de microondas y en pocas oportunidades el PMMA polimerizado por activación de luz (43).

Existen tres etapas en la reacción de la polimerización de la adición de radicales libres: *iniciación, propagación y terminación*.

En la etapa de *iniciación* involucra la producción de radicales libres, que estimule una cadena de polímeros para comenzar a crecer. Las moléculas de radicales libres tienen grupos con electrones no compartidos. En los polímeros activados químicamente, los radicales libres son producidos por la reacción de un iniciador de un peróxido orgánico (peróxido de benzoilo) y una amina aceleradora, estos radicales libres atacan los enlaces dobles de las moléculas monómeros disponibles, resultando en el desplazamiento del electrón no compartido hasta el final del monómero y la formación de moléculas monómeros activadas.

En la *propagación*, los monómeros activados atacan los enlaces dobles de los monómeros adicionales disponibles, lo que provoca la rápida adición de la molécula de monómeros al radical libre. Esta propagación continúa mientras la cadena crece de longitud.

Pawar (44) señala que una polimerización idónea, eficaz que pueda siempre mejorar y obtenga mejores propiedades físico-químicas y mecánicas será de acuerdo a la forma de utilizar los materiales, es por eso que el clínico es parte fundamental en la realización de este procedimiento.

2.4. Post-Prensado del PMMA

En aras de conseguir mejores propiedades físicas-mecánicas (28), y de disminuir el porcentaje de monómero residual del PMMA (23), se han empleado diversos métodos de polimerizado (45), distintas técnicas de mezclado del material (43), diferentes tiempos de temperatura de agua caliente con distintos tiempos (46), alternativas en tiempos de post-prensado (47) y tiempos de post-polimerizado (48).

Takamata en 1989 (49) fue de los primeros investigadores en hablar del tiempo de post-prensado, al realizar un estudio acerca de la estabilidad dimensional del PMMA en donde evaluó el acrílico autopolimerizable, termocurable, polimerizable por activación de luz halógena y de polimerización por microondas, con diferentes grupos de estudio (0 horas, 6 horas obteniendo resultados significativos entre cada tipo de polimerización, siendo el de mejor beneficio el termocurable de polimerización por microondas.

Consani (50) en 2004 había documentado sobre los tiempo de post-prensado, haciendo una investigación similar midiendo grado de conversión de PMMA a diferentes grupos (6, 12 y 24 horas), había encontrado diferencia significativa en el grupo 12 horas, mencionando que cualquier monómero residual ya no estaría presente después de las 12 horas de pos-prensado, sin embargo su periodo de termocurado fue de 30 minutos a 65C, considerando una limitante por efecto de temperatura y tiempo de termocurado.

El tiempo de post-prensado facilita la interacción de monómero y polímero previo a su polimerización, en pocas palabras esto es por la reducción de la distancia intermolecular en el material, disminuyendo el volumen libre y por consiguiente generando un producto con mayor densidad y un reducido número de defectos intermoleculares posterior a la polimerización. Así lo describe Leao y cols. (18) en su investigación donde realiza una medición de grado de conversión en grupos de estudio de 0, 6 y 12 horas de post-prensado

con una presión de 60 psi(0,41 Mpa) en un corto (4 horas) o ciclo largo (11 horas) de termocurado a una temperatura máxima de 100C, encontrando diferencia significativa entre los grupos 12 y 6 horas respecto a niveles máximos de grado de conversión (>90%).

Ahora bien se entiende que al encontrar grados de conversión máximos >90% en el PMMA, podríamos definir que existe un porcentaje mínimo de monómero residual y que los radicales libres responsables de romper los dobles enlaces de Carbono, habrán de estar mínimos o disminuidos (18,51).

Si bien el tiempo de post-prensado ayuda a encontrar porcentajes mínimos de monómero residual dada a la investigación, aunque no encontró diferencias significativas en los grupos de estudio, si hace falta una investigación exhaustiva acerca de cómo puede mejorar las propiedades fisico-mecánicas el PMMA.

2.5. Caracterización del PMMA.

Casi todas las resinas acrílicas protésicas consisten de polimetilmetacrilato y copolímeros adicionales (52). Las resinas acrílicas de autopolimerizado tienen la ventaja de fácil manejo, y presentan mayores niveles de monómeros residuales en-comparación con las resinas acrílicas polimerizadas por calor. Las resinas acrílicas que son polimerizadas por algún tipo de luz, o las de acción polimerizable por microondas presentan polimerizaciones óptimas que facilitan el tiempo de trabajo, pero aún para realizar craneoplastías generan incertidumbre, por el complicado manejo que representaría emplearlas. Un acrílico será útil al presentar cualidades extraordinarias en cuanto a estabilidad química y dimensional, y gozar de propiedades que le permitan un tratamiento relativamente sencillo; deberá ser fuerte y dura, pero no frágil (22,23,53).

Para poder caracterizar un material en particular, será necesario tener información sobre sus propiedades tanto físicas como mecánicas, considerando los lineamientos establecidos en la Norma ISO 20795-1:2013-03-01 Segunda Edición *Dentistry Base Polymers*.

2.6. Propiedades físico-químico-mecánicas.

Las propiedades físicas y mecánicas son fundamentales para un ajuste y buen desempeño de la prótesis. Las características físicas de mayor relevancia son la contracción de polimerización, la porosidad, la absorción de agua, la solubilidad, y las tensiones del procesado y el agrietamiento. Dentro de las características mecánicas se han estudiado, resistencia al impacto, resistencia a la flexión y dureza (6). Y para las características químicas se pueden emplear la cuantificación de monómero residual y el grado de conversión.

6.6.1. Liberación de monómero residual.

La polimerización de PMMA por calor, puede ser alterada por el tiempo y/o la temperatura; a pesar de los múltiples métodos de polimerización, la conversión de monómeros en polímeros no es completa, y quedan algunos monómeros sin reaccionar, llamados monómeros residuales. Todas las resinas acrílicas contienen niveles variables de monómeros residuales que dependen de las condiciones ambientales y de la eficiencia de la transferencia de calor (30).

El monómero residual ha sido considerado como un irritante primario y un sensibilizador que puede causar una reacción alérgica tanto en la piel como en la mucosa oral. Se han utilizado varias técnicas tales como espectroscopia infrarroja, cromatografía de gases, cromatografía de gas-líquido, cromatografía líquida de alto rendimiento y espectrofotometría ultravioleta para detectar el contenido de monómero residual en resinas acrílicas (54).

Referente al tiempo de post-prensado, la literatura (18,50,55) indica sobre los niveles altos en grado de conversión sobre los tiempos de post-prensado a partir de 4 horas, 6 horas, 12 horas, con diferentes grados de temperatura y ciclos cortos o largos; esto indica un nivel bajo en cuantificación de monómero residual de MMA, respecto a los distintos tipos de ciclos de termocurado convencional.

Lira y cols. (43), destaca la importancia sobre el tiempo de post-prensado de tiempos breves, donde menciona destacables mejoras en cuanto a estabilidad dimensional posterior a la

polimerización, sin embargo en tiempos de post-prensado largos, la polimerización presentó índices elevados de contracción.

6.6.2. Resistencia al impacto y Resistencia a la flexión.

La *resistencia al Impacto (RI)*, se define como la energía necesaria para fracturar un material con una fuerza de impacto (29,42). Normalmente se emplea una prueba del tipo Charpy para obtener una medición. Pero también se puede emplear la prueba de impacto de Izod, donde la muestra está sujeta verticalmente en un extremo, esta se golpea a cierta distancia sobre el extremo sujeto en lugar de golpear el centro (56). Las unidades de energía son los julios, pies-libra, pulgadas-libras. Se considera una situación de impacto con valores apropiados de masa y velocidad, un golpe en la cabeza. Un PMMA con poco módulo elástico y mucha resistencia a la tracción es más resistente a las fuerzas de impacto. Y al contrario poca resistencia a la tracción y poco módulo elástico demuestran poca resistencia al impacto.

El efecto del reforzamiento de microfibras, nylon, compuestos metálicos, favorece las propiedades mecánicas del PMMA, así lo menciona Somani y cols (57), donde realizan un meta-análisis de 9111 estudios sobre resistencia al impacto y resistencia a la flexión, encontrando que el propio PMMA por el tamaño de su partícula ($10\mu\text{m}$) se observa disminuida en valores de RI y RF, sin embargo esto favorece su reforzamiento por compuestos metálicos o microfibras, haciendo hincapié sobre la correcta manipulación para lograr una polimerización con valores disminuidos en las propiedades mecánicas.

La *Resistencia a la Flexión (RF)* es una prueba aceptada para medir la resistencia a la fractura de un material siendo también la manera más funcional de entender el porque el módulo de elasticidad es directamente proporcional a la flexión (58).

Emre Mumcu (59), realizó un estudio donde ocupa PMMA termocurable y autocurable, además de PMMA activado por luz para su polimerizado; donde encontró diferencias significativas en el PMMA termocurable por arriba de 2400 Mpa, estableciendo que los valores empleados son aceptables para la Norma ISO 20597-1:2013.

Sin embargo, Isma Liza (60), encontró resultados por debajo de la Norma, su estudio los diseño en base a 3 diferentes tipos (autocurable, termocurable y microondas) de polimerización de 3 distintas marcas, arrojando resultados inferiores 2498 ± 143 1969 ± 55 y 1832 ± 89 , sin encontrar diferencias significativas entre ellos.

6.6.3. Dureza

Dureza es la resistencia a la indentación, así lo menciona Kenneth J. Anusavice (29), donde dicha indentación es producida en la superficie de un material a partir de una fuerza con una punta afilada o por una partícula abrasiva. Existen diferentes tipos de pruebas para determinar la dureza de los materiales tales como *Barcol*, *Brinell*, *Rockwell*, *Shore*, *Vickers* y *Knoop* (61). El método Vickers emplea un diamante que deja, al aplicarle una carga variable, una huella en forma cuadrangular muy pequeña, para realizar mediciones de las distancias producidas (42). Los valores obtenidos no siempre guardan una relación directa con la capacidad de un material para resistir la abrasión, así mismo influyen las características elásticas y de tenacidad.

La prueba de *Dureza Vickers* es empleada para determinar la Dureza de una superficie, utilizando un punto de indentación en forma de una base cuadrada piramidal (60), así lo menciona Isma Lisa, quien en su estudio realiza una comparación acerca de los distintos tipos de polimerización efectuados a distintos niveles de temperatura. Obteniendo resultados por arriba de 19.07 HV.

En un estudio realizado por Jay Shah (62) sobre mediciones de dureza Vickers en PMMA obtuvo valores a 12.08 HV, obtenidas a través también de distintos tipos de polimerizado, haciendo énfasis en el método de PMMA termocurado sobre otros tipos de materiales.

6.6.4. Sorción y solubilidad.

La sorción es la capacidad que presenta un material al absorber agua del medio y liberar componentes solubles (29,42,58). Dicha absorción puede ocasionar alteraciones dimensionales (expansión), facilitando el ingreso de sustancias ajenas al material, y favoreciendo la liberación de compuestos solubles del interior de la estructura.

La solubilidad de los materiales depende de su estructura, del medio y de la velocidad de la relación entre estos dos factores (42), es decir si el PMMA es un material organico con alto peso molecular, se condiera inerte ante soluciones acuosas, pero podrian ser disueltos por otros solventes orgánicos como el alcohol (17,62,63).

Una de las formas mas sencillas de cuantificar la sorción y solubilidad sufrida por un material en este caso el PMMA, consiste en monitorizar la variacion de masa (cambios de peso) que experimenta una probeta durante un lapso de inmersión en agua (62,64).

Según Jay Shah y colaboradores (62) realizaron en su investigación de la comparación entre los valores de sorción, solubilidad de PMMA termocurable versus Resina Flexible (Nylon-poliámida), reportando que el PMMA presenta niveles de sorción de $20.96 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Mientras que en los valores de solubilidad reportan $0.24 \mu\text{g}/\text{mm}^3$

Diferentes estudios argumentan que el tiempo de post-prensado prolongado da como conclusión polímeros más largos, por lo cual se obtiene una absorción y solubilidad acuosa mínima e igualmente un monómero residual escaso. Cuanto más homogéneo es un material, menos agua absorbe y menos soluble se comporta

2.7. Antecedentes del Problema

2.7.1. Biocompatibilidad y PMMA.

La biocompatibilidad de los materiales dentales se ha convertido en una cuestión compleja y en motivo de preocupación para los pacientes, profesionales e investigadores; estos últimos tienen la consigna de desarrollar nuevos materiales altamente regularizados con altos estándares específicos y, en muchas ocasiones, con recursos adicionales importantes. Anteriormente, se aceptaba que un biomaterial biocompatible es una aquel que no ocasiona efectos adversos o secundarios (29,30).

Los principales materiales que se han asociado con reacciones adversas y ocupacionales son materiales basados en polímeros, por ejemplo, materiales como el caucho natural látex (NRL), aleaciones utilizadas en prótesis y ortodoncia y aún amalgama. También, otros materiales dentales tales como colofonia, eugenol, etc., son sustancias con potencial para crear reacciones adversas. El riesgo para el desarrollo de una reacción adversa se encuentra relacionado con una serie de factores tales como la reactividad, concentración de la sustancia, la exposición e inmunidad entre otros (30).

2.7.2. Prótesis de cráneo a base de PMMA termocurado.

Se han utilizado diversos tipos de materiales para craneoplastías, van desde autoinjertos, xenoinjertos y aloinjertos. El desarrollo de la ingeniería de tejidos da lugar a muchos materiales nuevos, y la combinación de diversos materiales de los cuales no existen informes de un seguimiento a largo plazo. Solo encontramos diversos estudios para craneoplastía en PMMA y para autoinjertos o mallas de titanio (31).

La técnica de impresión en modelos tridimensionales (3D) ha sido desarrollada en los últimos años y ofrece la posibilidad de formar varios materiales preoperatoriamente en implantes hechos a medida para adaptarse con precisión al defecto craneal de cada individuo. En comparación con la cirugía de craneoplastía intraoperatoria, la implantación de craneoplastía personalizada tiene muchas ventajas, un menor tiempo quirúrgico, cirugía menos invasiva,

mejor postoperatorio, resultados estéticos excelsos, y lo más importante menor costo debido a un tiempo operativo más corto.

Los modelos 3D se obtienen de imágenes de tomografía computarizada (TC) y se reconstruye el defecto craneal con exactitud milimétrica. La obtención del implante craneal se realiza por medio de un patrón de cera, el cual, para convertirlo en PMMA, se hace por medio de cera perdida, algo similar a un proceso de laboratorio dental en el enmuflado de prótesis dentales. Posteriormente en la superficie se realizan agujeros en la placa para evitar un hematoma epidural, y las mismas serán esterilizadas usando óxido de etileno (31).

2.7.3. Planteamiento del Problema.

El polimetilmetacrilato (PMMA) es un material ampliamente utilizado, en la actualidad se emplea en múltiples áreas, incluyendo aplicaciones industriales, y en las ciencias médicas, como prótesis y dispositivos aplicados a la nanotecnología. Su fácil manipulación, elaboración, y experiencia comprobada, lo colocan como materia prima en la elaboración de prótesis dentales.

Las reseñas bibliográficas del uso sobre el polimetilmetacrilato (PMMA) en craneoplastías mencionan diversas características, pero fundamentalmente tres: la primera, la fácil posición en el defecto craneal, que contribuye a un menor tiempo quirúrgico y por lo tanto a un mejor post-operatorio del paciente, los pocos o nulos efectos adversos en pacientes rehabilitados, y por supuesto lo económico que resulta emplearlo, ya que el uso de titanio como material craneoplástico eleva demasiado el costo quirúrgico; sin embargo aún existe controversia en cuanto a la seguridad de su uso por considerarlo un material plástico, con limitaciones mecánicas importantes.

En contraste, aunque se ha utilizado por muchos años el polimetilmetacrilato, no existe información bibliográfica detallada que compruebe su citotoxicidad por la liberación de monómero residual a nivel craneal y una completa caracterización de distintas fuerzas empleadas como la resistencia a la fractura y fuerza de impacto (dureza Vickers). Actualmente, el empleo de titanio por parte de los neurocirujanos es frecuente, ya que existe vasta bibliografía que demuestra su uso y en gran parte las casas comerciales han hecho una

mercadotecnia enfocada a una solución “rápida” y “eficiente”, dejando a un lado el aspecto económico de los pacientes, ya que su elevado costo hace que en muchos de los casos los pacientes no puedan pagarlo; adicionando que aún falta por transcurrir tiempo para poder afirmar que el empleo de titanio en pacientes craniectomizados esta garantizado.

III.JUSTIFICACIÓN

La importancia de esta investigación es poder ofrecer a los pacientes craneotomizados una alternativa superior ante los materiales ya empleados, ofrecer las mejores características físico-mecánicas del polimetilmetacrilato como la resistencia a la flexión, dureza, absorción, solubilidad acuosa y conocer su porcentaje de monómero residual, este último es muy importante para la aceptación de COFEPRIS por registrarse bajo la Norma ISO-1567-1999(2003) *Dentistry Base Polymers*, para su aplicación médica; y así mismo su proceso de elaboración simple y sencillo, favorecería la economía de los pacientes.

Su empleo en personas de nivel socioeconómico medio y bajo, que en lo general son estas las que se encuentran expuestas a traumatismos craneales, enfermedades sistémicas, malos hábitos alimenticios, y que resultan finalmente en pacientes craneotomizados. Coadyuvará a que los neurocirujanos opten por utilizar este tipo de material con buenas propiedades y de bajo costo, lo que se traduciría en un mayor beneficio de los pacientes que no pueden contar con los recursos económicos suficientes.

IV. HIPÓTESIS

Las muestras de PMMA fueron elaboradas con la resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental® y sometidas a distintos tiempos de Post-Prensado.

H₁: El tiempo de pre-polimerizado afecta significativamente las propiedades físicas, químicas y mecánicas de las muestras de PMMA utilizadas.

H₀: El tiempo de pre-polimerizado no afecta significativamente, las propiedades físicas, químicas y mecánicas de las muestras de PMMA utilizadas.

Hipótesis alternativas

H_{ALT6}: El tiempo de pre-polimerizado influye en el porcentaje de monómero residual presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN6}: El tiempo de pre-polimerizado NO influye en el porcentaje de monómero residual presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALT5}: El tiempo de pre-polimerizado aumenta la solubilidad acuosa presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN5}: El tiempo de pre-polimerizado NO aumenta la solubilidad acuosa presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALT4}: El tiempo de pre-polimerizado aumenta la sorción acuosa presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN4}: El tiempo de pre-polimerizado NO aumenta la sorción acuosa presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALT3}: El tiempo de pre-polimerizado aumenta la resistencia al impacto presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN3}: El tiempo de pre-polimerizado NO aumenta la resistencia al impacto presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALT2}: El tiempo de pre-polimerizado aumenta la dureza presente las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN2}: El tiempo de pre-polimerizado NO aumenta la dureza presente las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALT1}: El tiempo de pre-polimerizado aumenta la resistencia a la flexión presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

H_{ALTN1}: El tiempo de pre-polimerizado NO aumenta la resistencia a la flexión presente en las muestras de PMMA polimerizadas.

V. OBJETIVOS

5.1 *Objetivo General*

Determinar el efecto que tiene la variación del tiempo de Post-Prensado en las propiedades físico-mecánicas de una resina acrílica termocurable Nic Tone[®] de la marca comercial MDC Dental[®].

5.2 *Objetivos específicos*

- Determinar el porcentaje de monómero residual, en muestras de PMMA en los diferentes grupos estudiados.
- Cuantificar la resistencia a la flexión, en muestras de PMMA en los diferentes grupos estudiados.
- Determinar el grado de dureza, en muestras de PMMA en los diferentes grupos.
- Medir la resistencia al impacto, en muestras de PMMA en los diferentes grupos estudiados.
- Determinar la sorción y solubilidad acuosa, en muestras de PMMA en los diferentes grupos estudiados.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1 Tipo de estudio.

El presente estudio se trata de una investigación básica de tipo experimental.

6.2 Diagrama del diseño experimental.

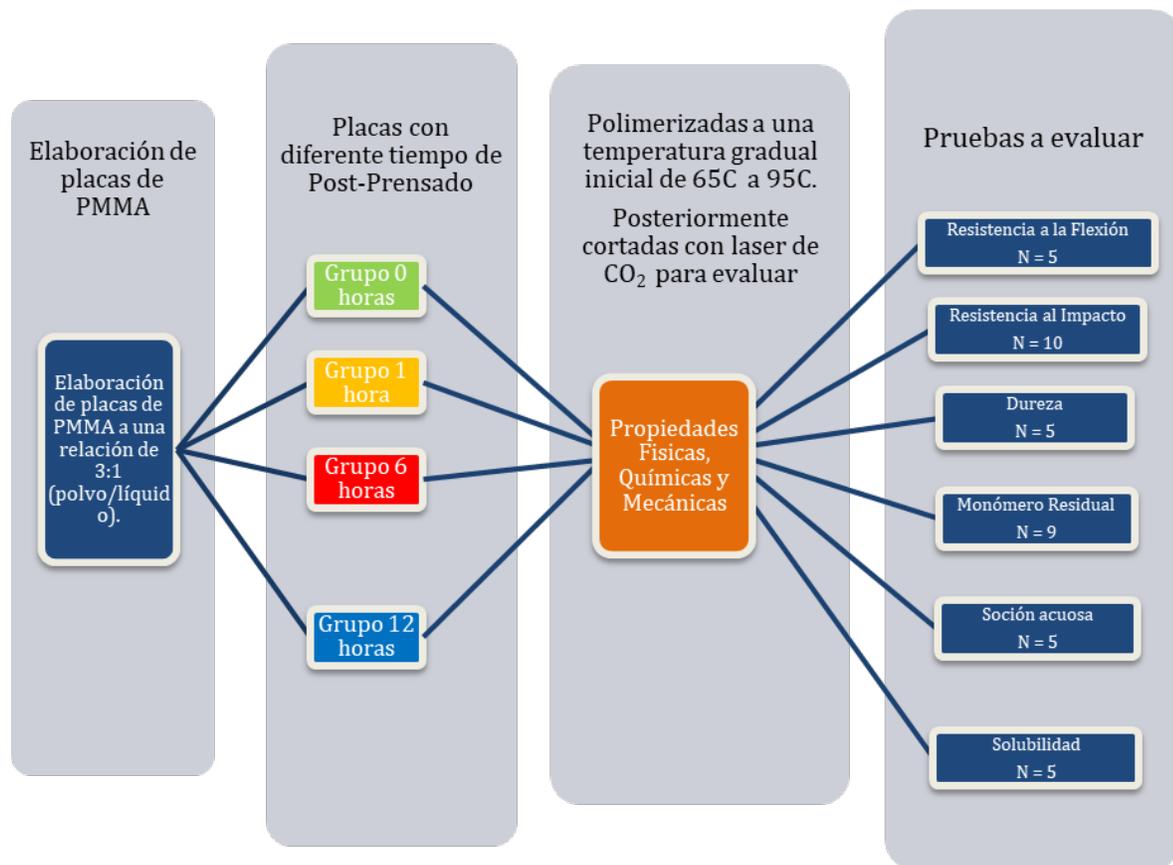


Figura 3. Diagrama del diseño experimental.

6.3 *Equipo.*

Los diferentes reactivos utilizados para la realización de los ensayos en el presente trabajo se encuentran descritos en la Tabla 3.

Tabla 3. Material y equipo empleado.

Nombre	Fabricante	Composición
Nic Tone®	Mdc Dental®	Metil-metacrilato termocurable
Yeso tipo III	Whip-Mix	
Alcote Separating Fluid	Denstply	
Vaselina		
Muflas y accesorios para procesado dental		
Frasco de cristal		
Taza de hule		
Espátula para yeso piedra		
Pincel		
Bisturi		
Prensa Hidráulica	OL57 Flli Mandred	

6.4 *Contexto de la Investigación.*

La cuantificación de monómero residual, se realizó en el Laboratorio de Cromatografía de Gases del Departamento de Polímeros del Instituto de Investigaciones en Materiales; la medición de dureza y el registro de la resistencia al impacto se obtuvieron en el Laboratorio de Pruebas Mecánicas del Departamento de Polímeros del Instituto de Investigaciones en Materiales de la Universidad Nacional Autónoma de México.

La medición de resistencia a la flexión, así como la información obtenida por sorción y solubilidad acuosa, fueron obtenidas en el Laboratorio de Materiales Dentales del Área Académica de Odontología del Instituto de Ciencias de la Salud de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo.

En el presente estudio, la resistencia a la flexión, la liberación de monómero residual, la dureza Vickers, la sorción de agua, y la solubilidad de una resina acrílica de termocurado (Nic Tone®, Mdc Dental), será evaluada de acuerdo al tiempo de Post-Prensado con que es procesada. Los tiempos de Post-Prensado utilizados serán 12 horas, 6 horas y 1 hora. Como grupo control se utilizó un grupo sin tiempo de post-prensado (Tabla 4).

Los especímenes utilizados en las diferentes pruebas fueron realizados conforme a las especificaciones de la Norma ISO-20587-1:2013.

Tabla 4. Grupos de estudio.

Grupo de estudio	Tiempo de Post-Prensado	Tiempo de polimerizado
Grupo 1	12 horas de tiempo de post-prensado	90' de polimerizado. Iniciando con intervalos de 15' a 60°C y 75°C, hasta completar 95°C
Grupo 2	6 horas de tiempo de post-prensado	
Grupo 3	1 hora de tiempo de post-prensado	
Grupo control	sin tiempo post-prensado	

6.5 Variables.

Tabla 5. Variables de Investigación.

Variable	Tipo de variable	Definición para el estudio	Unidad de medida
Tiempo de post-prensado	Independiente	Tiempo que transcurren las probetas a una temperatura constante antes del inicio de polimerizado.	horas
Resistencia a la flexión	Dependiente	Capacidad del material a la deformación sometido a fuerzas flexurales	Mpa
Monómero residual	Dependiente	Es la cantidad de monómero sin polimerizar existente en la red polimérica.	% MMA
Dureza	Dependiente	Es la resistencia que ofrece el PMMA a la penetración.	Dureza Vickers
Sorción de agua	Dependiente	Cantidad de agua introducida en la red polimérica.	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Solubilidad	Dependiente	Perdida de peso del material	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Resistencia al impacto	Dependiente	Resistencia del material al ser golpeado por otro objeto	kg/cm^2

6.6 Protocolo para elaboración de probetas.

Para elaborar las probetas de monómero residual, resistencia a la flexión, sorción y solubilidad acuosa, se realizaron bajo la Norma ISO-20587-1:2013, con distintas medidas para cada probeta.

6. Cuantificación de monómero residual por medio de Cromatógrafo de Gases.

Se realizaron 3 muestras por cada grupo de estudio de la marca NIC-TONE® Mdc Dental.

Para efectos del análisis de la cromatografía se elaboraron probetas bajo la Norma ISO 20597-1:2013.

La cual señala lo siguiente:

1. Elaborar discos de 50(\pm 1)mm. con un espesor de 5 mm. Se realizaron 3 discos por cada grupo de estudio en una proporción de 3:1 polvo-líquido.
2. Lijarlos con un disco de metalurgia, o puede ocuparse lijas para metal de agua con grano No.600 y No.1200, en ambas caras de los discos, hasta obtener un espesor de 2 mm (\pm .2).
3. Triturar cada disco y obtener al menos 650 mg, los cuales se introducirán en un vaso de precipitados previamente con 10mL de THF, mismos que serán sometidos a un agitador magnético durante 72 horas. En esta investigación se trituraron las cantidades necesarias, con intervalos de diferente peso siempre buscando una regularidad.

Posterior a la agitación en THF, se realizan 12 soluciones, para cada una se extraen 2mL en *alícuota* para depositarlo en un matraz aforado de 10mL, posteriormente se introducen 100 μ L de Decano y se afora con Metano a 10mL. Dejando reposar por 24 horas. Posterior a las 24 horas, se procede a la inyección al Cromatógrafo de Gases.

Para iniciar la cuantificación de monómero residual se inyectaron al Cromatógrafo de Gases 1 μ L, en 3 ocasiones por cada solución preparada, éste tuvo una rampa de temperatura con las siguientes características:

Condiciones de temperatura iniciales de 0°C hasta alcanzar una temperatura de 40°C mantenido por 4 minutos, posteriormente a una temperatura de 220°C en donde se mantendrá durante 2 minutos. El tiempo total de corrida por cada muestra fue de 10 a 12 minutos.

Los valores exactos varían de acuerdo a los parámetros de la cromatografía de gases. Los picos son integrados para obtener el área bajo la curva de MMA la cual será determinada por un registro electrónico.

7. Medición de la Resistencia a la Flexión por medio de Maquina Universal de pruebas.

Se realizaron 10 muestras en una proporción de 3:1 polvo-líquido, por cada grupo de estudio de resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental®, se elaboraron bajo la Norma ISO 20597-1:2013. La cual señala lo siguiente:

1. Obtener prismas rectangulares de $64(\pm 2)$ mm de largo, con un espesor de $3.3(\pm 2)$ mm y un ancho de $10(\pm 2)$ mm de un bloque de $64(\pm 1)$ mm de largo,
2. Se ocupó de lijas para metal de agua con grano No. 600 y No. 1200, en las cuatro caras de los prismas.
3. Se colocaron en agua destilada por $50(\pm 2)$ horas a una temperatura de 37°C .
4. Se utilizó una maquina universal Instron para la medición de resistencia a la flexión.
5. En esta investigación se obtuvieron los prismas a corte con laser de CO_2 , lo cual favorece la exactitud de superficies de las mismas.
6. Para mantener una temperatura de 37°C , previo a la realización de la prueba, se ocupó de una cámara de calor con temperatura controlada.

Las muestras fueron luego almacenadas en agua destilada por 50 horas a una temperatura de 37°C para realizar el ensayo de flexión de tres puntos. Las probetas fueron colocadas sobre dos soportes cilíndricos de 3.2 mm de diámetro, paralelos entre sí y a una distancia entre sus centros de 50 mm para el ensayo de flexión de tres puntos en una máquina de pruebas universales, utilizando una celda de carga de 1 kN, con una velocidad del cabezal de 5 mm por minuto, utilizando para la captura de datos el programa Series IX.

La resistencia flexural fue calculada mediante la siguiente fórmula:

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

Donde:

σ = Resistencia flexural [MPa]

F = Fuerza al momento de la fractura [N]

l = distancia entre los soportes [mm]

b = ancho de las probetas [mm]

h = altura de las probetas [mm]

Se procedió a medir la resistencia a la flexión, por cada grupo de estudio. Obteniendo datos que abarcan desde 1800 Mpa hasta 2500 Mpa.

8. Medición de la Resistencia al Impacto por medio del Método de Izod.

Se realizaron 10 muestras en una proporción de 3:1 polvo-líquido, por cada grupo de estudio de resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental®, se elaboraron bajo la Norma ASTM-D256. La cual señala lo siguiente:

1. Se emplearon prismas rectangulares de $64(\pm 2)$ mm de largo, con un espesor de $5(\pm 2)$ mm y un ancho de $12.7(\pm 2)$ mm de un bloque de $64(\pm 1)$ mm de largo,
2. Se ocupó de lijas para metal de agua con grano No. 600 y No. 1200, en las cuatro caras de los prismas.
3. Realizarles una muesca en el centro del prisma de una profundidad de $3.5(\pm 2)$ mm y una angulación de $22^\circ(\pm 5)$.
4. Dejarlos por $24(\pm 2)$ horas a una temperatura ambiente de $23^\circ\text{C}(\pm 2)$.
5. Empleando una máquina de impacto de péndulo tipo martillo para la medición de la resistencia al impacto, el cual se calibró a una velocidad de impacto de 3.5m/s. Los prismas se sujetaron de un extremo y el golpe impactó del otro extremo con la muesca en dirección contraria al golpe.
6. En esta investigación se obtuvieron los prismas a corte con láser de CO_2 , lo cual favorece la exactitud de superficies de las mismas.
7. Para mantener una temperatura ambiente, previo a la realización de la prueba, se ocupó de una cámara del aire controlado dentro del Laboratorio de Pruebas Mecánicas.
8. Se procedió a medir la resistencia al impacto, por cada grupo de estudio.

Obteniendo datos que abarcan desde 50 kJ/m^2 hasta 14 kJ/m^2 .

9. Medición del índice de Dureza Vickers.

Se realizaron 5 discos en una proporción de 3:1 polvo-líquido, por cada grupo de estudio de resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental®, se elaboraron bajo el índice de Dureza Vickers (HDV). La cual señala lo siguiente:

1. Elaborar discos de 20(\pm 1)mm. con un espesor de 5 mm. Se realizaron 5 discos por cada grupo de estudio.
2. Lijarlos con un disco de metalurgia, o puede ocuparse lijas para metal de agua con grano No.600, en ambas caras de los discos.
3. Dejarlos por 24(\pm 2) horas a una temperatura ambiente de 23°C(\pm 2).
4. Se utilizó un Durómetro Vickers Shimadzu para la obtención del índice de dureza. Empleando una carga de 30 kilogramos para realizar una indentación que dejara una forma cuadrada que mediremos sus longitudes de altura y base para obtener un promedio.

Obteniendo datos en todos los grupos de estudio por arriba de 20 HDV.

10. Medición de Sorción y Solubilidad Acuosa.

Se realizaron 5 discos en una proporción de 3:1 polvo-líquido, por cada grupo de estudio de resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental®, se elaboraron bajo la Norma ISO 20597-1:2013. La cual señala lo siguiente:

1. Elaborar discos de 50(\pm 1)mm. con un espesor de 2mm. Se realizaron 5 discos por cada grupo de estudio.
2. Lijarlos con un disco de metalurgia, o puede ocuparse lijas para metal de agua con grano No.600 y No.1200, en ambas caras de los discos, hasta obtener un espesor de 0.5 (\pm .2)mm.
3. Se realizo una medición de pesaje (m_1) con una balanza analítica, y su volumen midiendo el área por su altura, empleando un vernier eléctrico, de cada disco utilizado.
4. Posteriormente se colocaron en un desecador cerrado con desecante y se almacenó en una horno a 37°C por 24 horas, posteriormente se obtuvo un segundo pesaje (m_2) dicho pesaje se estableció cuando se presenta una constante de 0.2mg, durante varios días.
5. Posteriormente obtenida la (m_2) se colocaron paralelos entre si en agua destilada por 7 días a una temperatura de 37°C.
6. Pasados los 7 días se extraen del agua destilada, se secan con un paño, y se deja al aire libre por 15 segundos, posteriormente, se obtiene un pesaje (m_3) y se hace una medición volumétrica de cada disco empleado.

VII. RESULTADOS

7.1 Liberación de monómero residual.

En la cuantificación de monómero residual se obtuvo por medio de un Cromatógrafo de Gases GC-2010 Shimadzu®, Restek® USA con una columna capilar Stabilwax de Carbowax-polietilenglico entrecruzado, con longitud de 30 metros. Se realizaron 9 muestras por cada grupo de estudio, obteniendo valores de monómero residual muy por debajo de lo establecido en la Norma en todos los grupos de estudio, como lo muestra la figura 4.

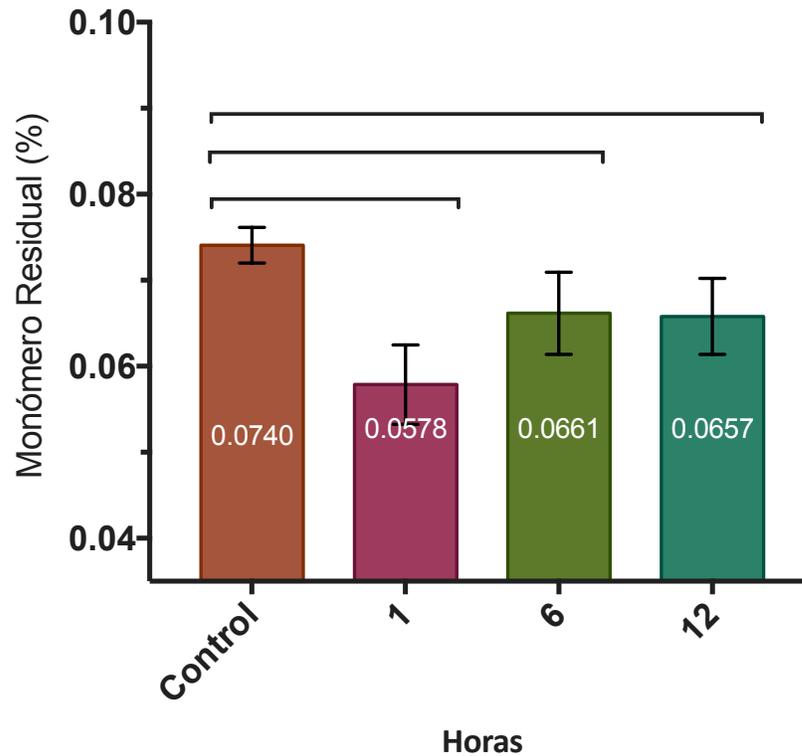


Figura 4. Influencia del tiempo de Post-Prensado de Monómero Residual.

Al realizar una prueba Tukey de múltiples comparaciones ente grupos, encontramos tres diferencias significativas ($p < 0.05$), entre el Grupo control y Grupo 12 de 0.0021; la segunda diferencia entre Grupo control y Grupo 6 de 0.0016, y la tercera diferencia entre Grupo control y Grupo 1 de 0.0002, como lo muestra la tabla 7.

Tabla 6. Comparaciones múltiples Tukey de porcentaje de monómero residual.

Comparaciones múltiples Tukey				
	<i>Diferencia media</i>		<i>Significancia</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	-0.0082	-0.0129 to 0.0036	Si	0.0021 ¹
Control vs G6	-0.0079	-0.0122 to -0.0036	Si	0.0016 ²
Control vs G1	-0.0162	-0.0224 to -0.0099	Si	0.0002 ³
G12 vs G6	0.0003	-0.0035 to 0.0042	No	0.9899
G12 vs G1	-0.0079	-0.0170 to -0.0012	No	0.0906
G6 vs G1	-0.0082	-0.0176 to 0.0011	No	0.0853

7.2 Determinación de la resistencia flexural.

Para la medición de la resistencia a la flexión se incluyeron 10 muestras por cada grupo de estudio que fueron evaluadas en una máquina universal Instron.

Se obtuvieron valores de resistencia a la flexión superior a 2000Mpa en todos los grupos de estudio como se observa en la figura 5.

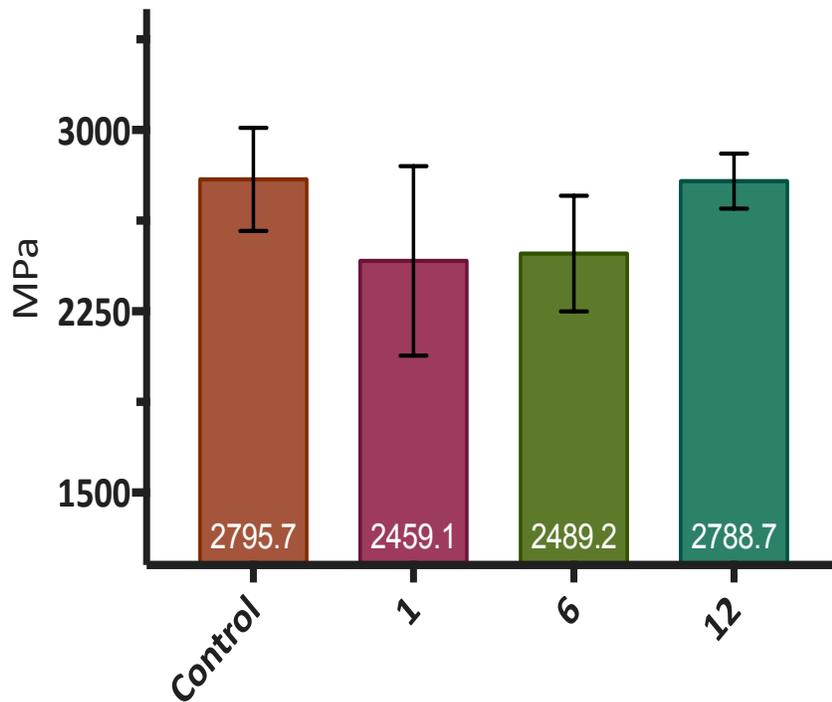


Figura 5. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en la Resistencia a la Flexión.

En el análisis descriptivo se realizó una prueba Tukey, donde se observaron dos diferencias estadísticamente significativamente $p < 0.05$, entre grupos donde el Grupo control vs Grupo 1 fue de 0.031; y la otra diferencia fue entre Grupo 12 y Grupo 1 de 0.035, tal como lo muestra la tabla 8.

Tabla 7. Comparaciones múltiples de Tukey de Resistencia a la Flexión.

	<i>Diferencia media</i>		<i>Significancia</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	7.0000	-305.4715 to 319.4715	No	1.000
Control vs G6	306.5000	-5.9715 to 618.9715	No	0.056
Control vs G1	336.6000	24.1285 to 649.0715	Si	0.031 ¹
G12 vs G6	299.5000	-12.9715 to 611.9715	No	0.064
G12 vs G1	329.6000	17.1285 to 642.0715	Si	0.035 ²
G6 vs G1	30.1000	-282.3715 to 342.5715	No	0.994

7.3 Determinación de la Resistencia al Impacto (RI).

Para la evaluación de estas probetas se utilizó un péndulo Sharpe y se midió por el método de Izod.

Se realizaron 6 muestras por cada grupo de estudio. Los resultados arrojaron valores bajos respectivamente al número de horas de Tiempo de Post-Prensado como se observa en la figura 6.

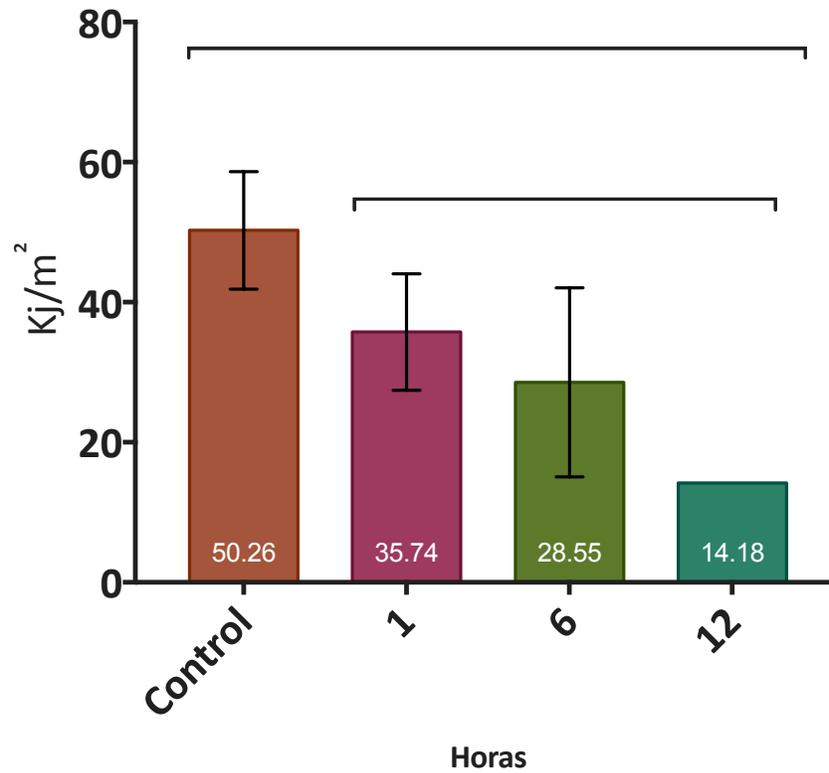


Figura 6. Influencia del tiempo de Post-Prensado en la Resistencia al Impacto.

Al realizar una prueba Tukey de múltiples comparaciones ente grupos, encontramos dos diferencias estadísticamente significativas $p < 0.05$, donde, entre el Grupo control vs Grupo 12 de 0.0004; y la otra entre Grupo 12 vs Grupo 1 de 0.0044, tal como se observa en la tabla 9.

Tabla 8. Comparaciones múltiples Tukey de resistencia al impacto. Donde 1GC vs G12 y 2G12 vs G1.

	<i>Diferencia media</i>		<i>Significancia</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	36.08	24.04 to 48.11	Si	0.0004 ¹
Control vs G6	21.71	-1.115 to 44.53	No	0.0599
Control vs G1	14.52	-5.045 to 34.09	No	0.1345
G12 vs G6	-14.37	-33.76 to 5.022	No	0.1351
G12 vs G1	-21.55	-33.48 to -9.625	Si	0.0044 ²
G6 vs G1	-7.185	-19.04 to 4.672	No	0.2327

7.4 Determinación de la Dureza Vickers.

Para la evaluación de este parámetro, se utilizó un durómetro Vickers con una carga de 30 kgs se incluyeron 5 discos por cada grupo de estudio, en cada disco se realizaron 3 muescas y se obtuvo un promedio para cada grupo. Obteniendo una dureza superior a 21N en todos los grupos de estudio. Figura 7.

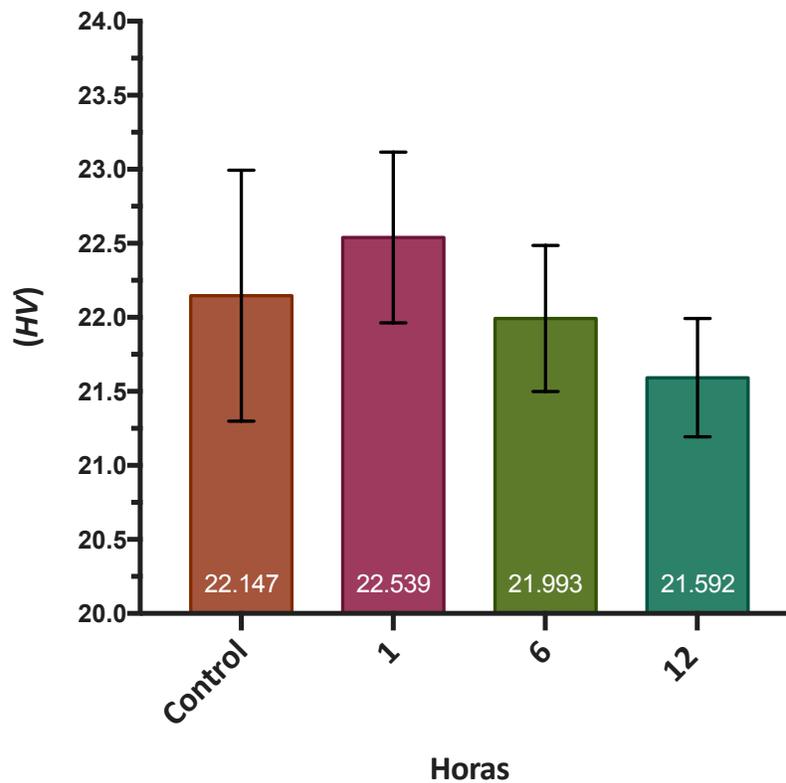


Figura 7. Influencia del tiempo de Post-Prensado en la Dureza Vickers.

El análisis descriptivo se muestra en la tabla 1. Al realizar una prueba de múltiples comparaciones ente grupos de Tukey, se encontró una diferencia significativa entre el Grupo de 12 horas y el Grupo de 1 hora ($p=0.0324$) de Post-Prensado, respectivamente como se muestra en la tabla 10.

Tabla 9. Comparaciones múltiples de Tukey. Donde *G12 vs G1($p<0.05$).

	<i>Diferencia media</i>		<i>Significancia</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	0.55383	-0.32436 to 1.432	No	0.3072
Control vs G6	0.15418	-0.72401 to 1.0324	No	0.9574
Control vs G1	-0.39287	-1.2711 to 0.48532	No	0.5879
G12 vs G6	-0.39965	-1.2778 to 0.47853	No	0.5748
G12 vs G1	-0.9467	-1.8249 to -0.068512	Si	0.0324*
G6 vs G1	-0.54705	-1.4252 to 0.33114	No	0.3171

7.5 Medición de sorción acuosa.

Para poder obtener la medición de sorción acuosa se realizaron 3 pesajes principales, donde el primer pesaje (m_1) se introducen en un desecador que se mantuvo por 3 meses pesando diariamente las probetas hasta obtener un peso constante entre todas, posteriormente se introdujeron en agua bidestilada por 7 días y se obtiene el segundo pesaje (m_2), se vuelven a introducir a un desecador hasta volver a obtener un peso constante entre todas y se toma un ultimo pesaje principal (m_3). Se realizaron 5 muestras por cada grupo de estudio y se obtuvieron valores aproximados a $23\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en todos los grupos de estudio. Figura 8.

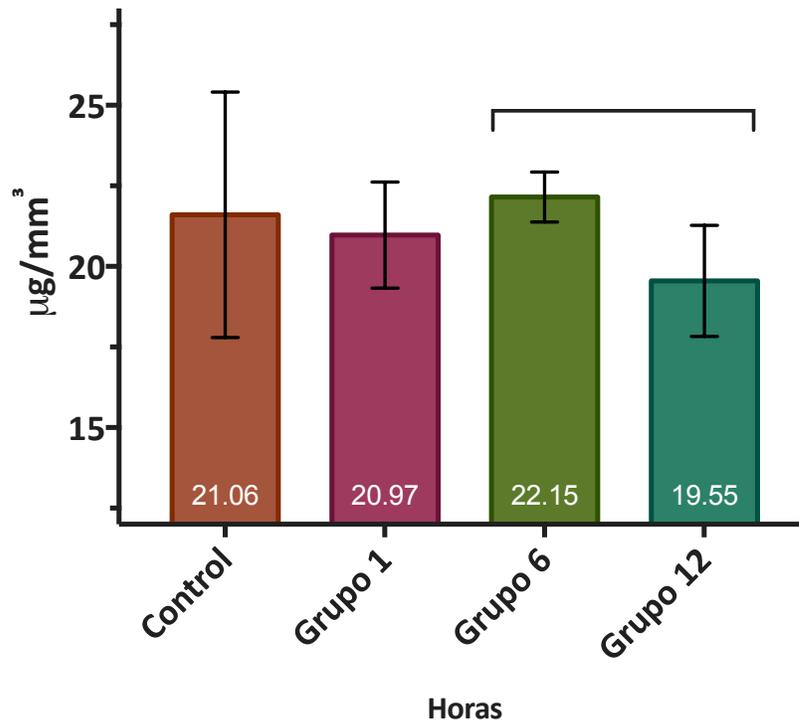


Figura 8. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en Sorción Acuosa.

Al realizar una prueba Tukey de múltiples comparaciones ente grupos, encontramos una diferencia significativa ($p \leq 0.05$), entre el Grupo 12 y Grupo 6 de 0.0422, tal como lo muestra la tabla 11.

Tabla 10. Comparaciones múltiples Tukey de sorción acuosa.

	<i>Diferencia media</i>		<i>¿Significancia?</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	2.054	-5.395 to 9.502	No	0.6973
Control vs G6	-0.5513	-6.547 to 5.444	No	0.9798
Control vs G1	0.6337	-4.113 to 5.381	No	0.9437
G12 vs G6	2.605	0.1322 to 5.078	Si	0.0422*
G12 vs G1	1.42	-1.444 to -4.284	No	0.3163
G6 vs G1	-1.185	-3.127 to 0.7569	No	0.2018

7.6 Cuantificación de solubilidad acuosa.

Para obtener la medición de solubilidad acuosa se realizaron igualmente 3 pesajes principales (m), donde el primer pesaje (m_1) se introdujeron en un desecador que se mantuvo por 3 meses pesando diariamente las probetas hasta obtener un peso constante entre todas, posteriormente se depositaron en agua bidestilada por 7 días y se obtiene el segundo pesaje (m_2), se vuelven a introducir a un desecador hasta volver a obtener un peso constante entre todas y se toma un ultimo pesaje principal (m_3). Se realizaron 5 muestras por cada grupo de estudio. Obteniendo valores de solubilidad acuosa aproximados a $1.2\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en todos los grupos de estudio como se observa en la figura 9.

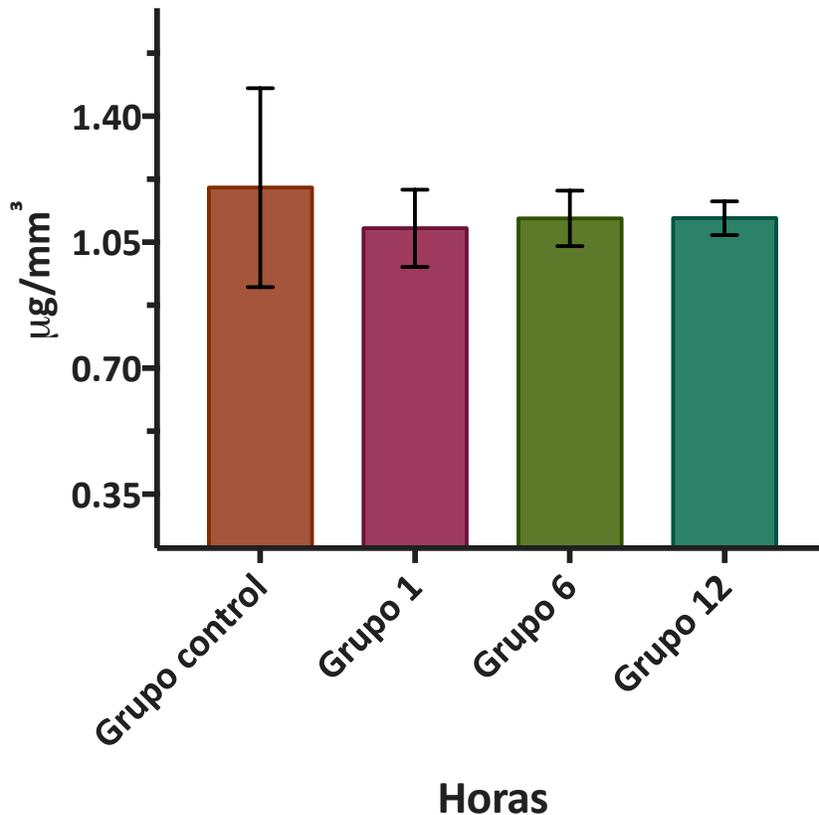


Figura 9. Influencia del Tiempo de Post-Prensado en Solubilidad Acuosa.

No se observó diferencia estadísticamente significativa al realizar una ANOVA e igualmente al realizar una prueba de Tukey de múltiples comparaciones ente grupos (tabla 10), no encontramos diferencia significativa alguna. (Grafica 5).

Tabla 11. Comparaciones múltiples Tukey de Solubilidad Acuosa.

	<i>Diferencia media</i>		<i>Significancia</i>	<i>Valor Significancia</i>
Control vs G12	0.0842	-0.384 to 0.5532	No	0.880
Control vs G6	0.0844	-0.376 to 0.545	No	0.874
Control vs G1	0.1122	-0.226 to 0.4504	No	0.583
G12 vs G6	-0.00017	-0.125 to 0.1247	No	0.999
G12 vs G1	-0.0279	-0.2122 to -0.1562	No	0.921
G6 vs G1	-0.0278	-0.2122 to 0.1562	No	0.845

VIII. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El objetivo del presente estudio fue evaluar las propiedades físico-mecánicas obtenidas de una resina acrílica termocurable Nic Tone® de la marca comercial Mdc Dental®, variando el método de elaboración por medio del tiempo de post-prensado, específicamente para la elaboración de craneoplastías.

Se pudo observar una mejora por arriba del Grupo control en todas las variables medidas, esto coadyuva en una aplicación más concisa y certera en la elaboración de craneoplastías.

El Grupo 1 hora de tiempo de Post-Prensado se acentúa en todas las pruebas realizadas, encontrando menores porcentajes de monómero residual, y favoreciendo las propiedades mecánicas, como resistencia a la flexión, dureza y resistencia al impacto.

Si bien en las pruebas físicas de sorción y solubilidad acuosa no encontramos diferencia significativa, podríamos correlacionar que se da por la composición química, y la estructura del propio material, que se ve beneficiada en los tiempos de Post-Prensado como en la polimerización convencionalmente.

Esto nos favorecerá que, en la aplicación de 1 hora de Post-Prensado, podamos hacer uso para la elaboración de craneoplastías sin ningún riesgo de minimizar las propiedades mecánicas y químicas del polimetilmetacrilato.

El tiempo de Post-Prensado de 1 hora libera menos monómero residual.

El mayor porcentaje de monómero residual se encontró en el Grupo Control (0.0740), el cual mostró diferencias estadísticamente significativas contra todos los grupos, siendo en esta prueba el Grupo de 1 hora el que mostró un porcentaje menor de monómero residual 0.0578.

Existen diversos tipos de polimetacrilatos en el mercado con distintos tipos de polimerización (36,65), que han ayudado a disminuir tanto el porcentaje de monómero residual, como también el tiempo de elaboración (44,66).

La importancia de cuantificar el monómero residual de cualquier polímero radica por la liberación constante de sus componentes al organismo, diversos estudios demuestran las mínimas reacciones alérgicas del PMMA en el cuerpo humano, si se realiza un adecuado polimerizado (23,34,67,68).

El Grupo 1 hora de tiempo de Post-Prensado, obtuvo la menor cantidad de monómero residual $0.05780(\pm 0.0046)$; López Morales (23,53) obtuvo una cuantificación baja (0.067) similar sometiendo a 3 marcas comerciales con distintos procesos de polimerización. Ya existían resultados sobre la cuantificación de monómero residual, donde observamos una cuantificación cercana a la de Grupo 1 de Post-Prensado.

Conatti y Lisao (18,47,66), ya hablaban del tiempo de Post-Prensado, sobre los beneficios que tenían las propiedades físico, mecánicas, pero sobretodo haciendo hincapié en el Grado de conversión, es decir la máxima conversión de monómeros a polímeros, y la menor cantidad de monómeros libres en el proceso de polimerización. Esto hace énfasis en nuestros resultados, si bien todos los Grupos de estudio muestran niveles aprobados por la Norma, cabe destacar que los únicos que obtuvieron menores cantidades fueron los que presentaron tiempo de Post-prensado y con diferencias estadísticamente significativas a $p > 0.05$ contra el Grupo control. Negreiros y cols. (43,47) realizaron un estudio sobre la estabilidad dimensional del PMMA, indicando los beneficios del tiempo de post-prensado cortos, ya que los tiempos largos pueden ocasionar ligeras concentraciones en el PMMA, en nuestra investigación se demostraron que los tiempos de Post-Prensado a las que sometimos nuestras muestras son parecidas entre si, este tiene que ver por la esencia del mismo material, que se encuentra sin colorantes orgánicos, rellenos o fibras de nylon, o algún otro tipo de material.

Este estudio reveló por medio de la cuantificación de monómero residual de PMMA, a través del Cromatógrafo de gases, bajos niveles de monómero residual, por debajo de la Norma ISO 20795-01:2013, la cual indica que deberá ser utilizado cualquier dispositivo de PMMA con niveles de 2.2% como máximo de monómero residual (23,69).

El Post-Prensado de 1 hora ofrece mejores condiciones físicas-mecánicas.

Se pudo observar una mejora por arriba del Grupo control en la mayoría de las variables medidas, esto coadyuva en una aplicación mas concisa y certera en la elaboración de craneoplastías.

La medición de la *Dureza(HVC)* es una prueba para evaluar el índice de penetración de un material (42). Se utilizan diversos métodos de acuerdo al tipo de material que se va a emplear en la medición, tales como: *Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers y Knoop*. La Dureza Vickers es la empleada en la medición de PMMA, por considerarse de microdureza por las puntas de diamante en forma piramidal y son utilizadas para la indentación, con la una carga d trabajo de 30 kilogramos (70).

El Grupo 1 hora de tiempo de Post-Prensado arroja índices de Dureza muy a la par del Grupo control con valores cercanos a 23HDV, pero con una diferencia estadísticamente significativa de 0.0324 contra el Grupo de 12 horas. Estos resultados están por encima de los que indicó Isma Lisa (54), en donde midió índice de Dureza del PMMA de 3 métodos distintos (autocurable, termocurable, microondas) e igualmente distintas marcas, no encontrando diferencias significativas entre los grupos de estudio. Sus valores fueron 19.04 ± 0.07 , 17.0 ± 0.04 y 16.0 ± 0.04 , respectivamente. Cabe destacar que la presencia de colorantes orgánicos y microfibras pueden influir en el resultado final.

La *resistencia a la Flexión(RF)*, es una prueba para medir la resistencia a la fractura de un material (29), se debe entender que el módulo de elasticidad es directamente proporcional a la flexión (58). La medición de resistencia a la Flexión se realizo en base a lo establecido por la Norma ISO 20795-01:2013. Se ocupo de una maquina universal de pruebas mecánicas Instron.

El Grupo Control mostró mayor resistencia a la flexión de 2795.7 Mpa, en comparación con los demás grupos, siendo el Grupo de 1 hora el de menor resistencia 2459.1, con una diferencia estadísticamente significativa de 0.031; si bien la Norma nos indica que como valor mínimo un PMMA tipo 1 deberá tener 2000 Mpa, nuestros resultados se encuentran ligeramente elevados, analizando por el tipo de PMMA que es transparente y sin colorantes

o rellenos orgánicos. Aunado a esto encontramos resultados estadísticamente significativos de $p > 0.05$, entre los Grupo 1 hora y Grupo 12 horas (0.044 y 0.035, respectivamente), en su estudio Isma Liza (60), encontró valores muy por debajo a los nuestros donde evaluó resistencia a la flexión de 3 tipos de PMMA (autocurable, termocurable y microondas) de distintas marcas, 2498 ± 143 1969 ± 55 y 1832 ± 89 , esto hace analizar que la incorporación de rellenos orgánicos, colorantes y microfibras, pueden alterar la matriz del PMMA, destacando que el tiempo de post-prensado coadyuva entonces a obtener mejores niveles de resistencia flexural (57,71,72).

La medición de *Resistencia al impacto (RI)*, se define como la energía aplicada para fracturar un material con una fuerza (carga) de impacto (56). Comúnmente se emplea el método de Sharp, sin embargo, en nuestra investigación utilizamos el método de Izod, por regirse bajo la Norma ASTM-D256.

El Grupo con valores mayores en esta prueba fue el Grupo Control 50.26 kJ/m^2 , seguido del de 1 hora 35.74 kJ/m^2 , y siendo el de valores menores el Grupo 12 horas, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los primeros 2 Grupos y el último. Esto hace referencia a la que menciona Consani y Negreiros (47,55), al hablar sobre tiempos de post-prensado, ya que, ante tiempos largos, se producirá una inestabilidad dimensional, y esto hace énfasis a nuestros resultados. Así mismo menciona Macchi (42), al hablar sobre grados de conversión, donde indica que el mayor tiempo posible de la interacción entre el iniciador (peróxido de benzoilo) y los monómeros y polímeros, favorecerá un alto grado de polimerización y por ende unas mejores pruebas mecánicas. Ahora bien, creemos que los niveles altos en el Grupo control, se debe al tipo 1 de PMMA transparente, libre de rellenos orgánicos.

En su estudio Al-Dwairi (73), realizó una medición de resistencia al impacto en probetas de PMMA termocurable obtenidas por medio de CAD-CAM, donde serán ocupadas para prótesis parcial removibles, arrojando resultados (29.56 kJ/m^2) muy similares a los nuestros respecto al Grupo 1 hora de Post-Prensado.

Si bien en las pruebas físicas de *sorción acuosa* y *solubilidad* no encontramos alguna diferencia estadísticamente significativa, podríamos correlacionar que se da por la composición química, y la estructura del propio material (66), que se ve beneficiada en los tiempos de post-prensado y posteriormente en la polimerización convencionalmente. Una correcta polimerización con altos índices de grados de conversión nos arroja un excelente PMMA (29,42,51,58,71).

IX. CONCLUSIONES

Las propiedades físico, químico y mecánicas medidas en esta investigación del PMMA se ven beneficiadas por los tiempos de post-prensado. Los resultados obtenidos se encuentran dentro de la Norma ISO 20795-1. Se demostró que el Grupo 1 hora de Post-Prensado se indica como el mejor grupo para poder beneficiar dichas propiedades.

X. RECOMENDACIONES

En esta investigación se obtiene la caracterización del PMMA y es así como podemos establecer diversas variantes de investigación; una es referente a líneas celulares ya sea como la del tejido nervioso, muscular y epitelial. Para complementar la metodología necesaria para implantar en algún animal de experimentación.

Realizar grado de conversión en las muestras para tener por completo y total conocimiento sobre la polimerización del PMMA y su aplicación respectivamente.

Aplicar otros ensayos, como medir la rugosidad, la difracción de rayos x.

Establecer parámetros para la futura regulación por parte de COFEPRIS, y las distintas áreas institucionales dentro de las regulaciones sanitarias de la Secretaria de Salud del país.

XI. REFERENCIAS

1. Zanotti B, Zingaretti N, Verlicchi A, Robiony M, Alfieri A, Parodi PC. Cranioplasty: Review of Materials. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2016.
2. Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: An Essential Material in Medicine and Dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):629–39.
3. Oei JD, Zhao WW, Chu L, Desilva MN, Ghimire A, Rawls HR, et al. Antimicrobial acrylic materials with in situ generated silver nanoparticles. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2012 Feb;100 B(2):409–15.
4. Huang GJ, Zhong S, Susarla SM, Swanson EW, Huang J, Gordon CR. Craniofacial Reconstruction With Poly(Methyl Methacrylate) Customized Cranial Implants. *J Craniofac Surg*. 2015 Jan;26(1):64–70.
5. Li A, Azad TD, Veeravagu A, Bhatti I, Long C, Ratliff JK, et al. Cranioplasty Complications and Costs: A National Population-Level Analysis Using the MarketScan Longitudinal Database. *World Neurosurg*. 2017;102.
6. van de Vijfeijken SECM, Münker TJAG, Spijker R, Karssemakers LHE, Vandertop WP, Becking AG, et al. Autologous Bone Is Inferior to Alloplastic Cranioplasties: Safety of Autograft and Allograft Materials for Cranioplasties, a Systematic Review. *World Neurosurg* [Internet]. 2018 Sep [cited 2019 Apr 26];117:443-452.e8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1878875018311471>
7. Brommeland T, Rydning PN, Pripp AH, Helseth E. Cranioplasty complications and risk factors associated with bone flap resorption. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2015;23(1):75.
8. Rotaru H, Stan H, Florian IS, Schumacher R, Park YT, Kim SG, et al. Cranioplasty with custom-made implants: Analyzing the cases of 10 patients. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2012 Feb [cited 2017 Aug 25];70(2):e169–76. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239111015801>

9. Xue B, Chen P, Hong Q, Lin J, Tan KL. Growth of Pd, Pt, Ag and Au nanoparticles on carbon nanotubes. *J Mater Chem*. 2001;11(May):2378–81.
10. Feroze AH, Walmsley GG, Choudhri O, Lorenz HP, Grant GA, Edwards MSB. Evolution of cranioplasty techniques in neurosurgery: historical review, pediatric considerations, and current trends. *J Neurosurg* [Internet]. 2015 Oct [cited 2017 Aug 16];123(4):1098–107. Available from: <http://thejns.org/doi/10.3171/2014.11.JNS14622>
11. De Melo Carpaneda E, Carpaneda CA. Adverse results with PMMA fillers. In: *Aesthetic Plastic Surgery*. 2012. p. 955–63.
12. Gilmour D. The right chemistry. *MER - Mar Eng Rev*. 2006;(SEPT.):28.
13. ISO 20795-1:2013(en), Dentistry — Base polymers — Part 1: Denture base polymers [Internet]. Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:20795:-1:ed-2:v1:en>
14. Phillips. *Ciencia de los materiales dentales* [Internet]. Anusavice Elsevier. Elsevier; 2004 [cited 2017 Aug 25]. 34 p. Available from: https://books.google.com.mx/books/about/Phillips_ciencia_de_los_materiales_denta.html?hl=es&id=4UnIFbmAUqEC&redir_esc=y
15. Gupta A, Tewari R. Evaluation and comparison of transverse and impact strength of different high strength denture base resins. *Indian J Dent Res* [Internet]. 2016 [cited 2017 Aug 25];27(1):61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27054863>
16. Akin H, Tugut F, Polat ZA. In Vitro Comparison of the Cytotoxicity and Water Sorption of Two Different Denture Base Systems. *J Prosthodont* [Internet]. 2015 Feb [cited 2017 Nov 20];24(2):152–5. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12162>
17. Pfeiffer P, Rosenbauer E-U. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption,

- and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 Jul [cited 2017 Nov 20];92(1):72–8. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391304002057>
18. Leão R de S, Moraes SLD de, Aquino KA da S, Isolan CP, Casado BG da S, Montes MAJR. Effect of Pressure, Post-Pressing Time, and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of Thermoactivated Acrylic Resin. *Int J Dent* [Internet]. 2018 Aug 15 [cited 2019 May 6];2018:1–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30186326>
 19. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. *Int J Nanomedicine* [Internet]. 2016 [cited 2017 Aug 28];11:5633–43. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5089829/pdf/ijn-11-5633.pdf>
 20. Consani RL, Domitti SS, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA. [Effect of acrylic resin post-pressing time on dimensional change of total denture base]. *Pesqui Odontol Bras* [Internet]. [cited 2019 May 15];15(2):112–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11705192>
 21. Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl Biomater Funct Mater* [Internet]. 2014 [cited 2017 Aug 25];12(3):228–33. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L603170525%5Cnhttp://>
 22. Lung CYK, Darvell BW. Methyl methacrylate monomer–polymer equilibrium in solid polymer. *Dent Mater* [Internet]. 2007 Jan [cited 2019 May 2];23(1):88–94. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16430955>
 23. Solórzano-Lemus F, Venegas-Lancón RD, Moreno-Maldonado V L-MS. Determinación de monómero residual de metacrilato de metilo en 3 diferentes

- marcas comerciales para base de dentaduras por cromatografía de gases. *Rev Odontológica Mex.* 2010;14(2):91–8.
24. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* [Internet]. 2006 Feb [cited 2019 Apr 28];76B(2):340–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16161124>
 25. Sofou A, Tsoupi I, Emmanouil J, Karayannis M. HPLC determination of residual monomers released from heat-cured acrylic resins. *Anal Bioanal Chem* [Internet]. 2005 Apr 10 [cited 2019 May 2];381(7):1336–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15759139>
 26. Tuna EB, Rohlig BG, Sancakli E, Evlioglu G, Gencay K. Influence of acrylic resin polymerization methods on residual monomer release. *J Contemp Dent Pract* [Internet]. 2013 Mar 1 [cited 2019 Apr 30];14(2):259–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23811656>
 27. Solórzano-Lemus F, Venegas-Lancón RD, Moreno-Maldonado V L-MS. Determinación de monómero residual de metacrilato de metilo en 3 diferentes marcas comerciales para base de dentaduras por cromatografía de gases. *Rev Odontológica Mex* [Internet]. 2010 [cited 2017 Aug 6];14(2):91–8. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/odon/uo-2010/uo102d.pdf>
 28. Münker TJAG, van de Vijfeijken SECM, Mulder CS, Vespasiano V, Becking AG, Kleverlaan CJ, et al. Effects of sterilization on the mechanical properties of poly(methyl methacrylate) based personalized medical devices. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;81.
 29. Phillips. *Ciencia de los materiales dentales.* Anusavice Elsevier. Elsevier; 2004. 34 p.
 30. Shah AM, Jung H, Skirboll S. Materials used in cranioplasty: a history and analysis. *Neurosurg Focus.* 2014 Apr;36(4):E19.

31. Sahin O, Ozdemir AK, Turgut M, Boztug A, Sumer Z. Investigation of flexural strength and cytotoxicity of acrylic resin copolymers by using different polymerization methods. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2015 Apr [cited 2019 May 7];7(2):98. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25932307>
32. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* [Internet]. 1999 Mar [cited 2017 Aug 28];26(3):185–94. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10194725>
33. Khader BA, Towler MR. Materials and techniques used in cranioplasty fixation: A review. *Mater Sci Eng C*. 2016 Sep 1;66:315–22.
34. Cho YR, Gosain AK. Biomaterials in craniofacial reconstruction. Vol. 31, *Clinics in Plastic Surgery*. 2004. p. 377–85.
35. Hieu LC, Vander Sloten J, Bohez E, Phien HN, Vatcharaporn E, An P V, et al. A cheap technical solution for cranioplasty treatments. *Technol Health Care*. 2004;12(3):281–92.
36. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. *Int J Nanomedicine*. 2016;11:5633–43.
37. Teotia AK, Raina DB, Singh C, Sinha N, Isaksson H, Tägil M, et al. Nano-Hydroxyapatite Bone Substitute Functionalized with Bone Active Molecules for Enhanced Cranial Bone Regeneration. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2017 Mar 20;9(8):6816–28.
38. Punchak M, Chung LK, Lagman C, Bui TT, Lazareff J, Rezzadeh K, et al. Outcomes following polyetheretherketone (PEEK) cranioplasty: Systematic review and meta-analysis. Vol. 41, *Journal of Clinical Neuroscience*. 2017.
39. Gilardino MS, Karunanayake M, Al-Humsi T, Izadpanah A, Al-Ajmi H, Marcoux J, et al. A comparison and cost analysis of cranioplasty techniques: Autologous bone

- versus custom computer-generated implants. *J Craniofac Surg*. 2015;26(1).
40. Feroze AH, Walmsley GG, Choudhri O, Lorenz HP, Grant GA, Edwards MSB. Evolution of cranioplasty techniques in neurosurgery: historical review, pediatric considerations, and current trends. *J Neurosurg*. 2015 Oct;123(4):1098–107.
 41. Rotaru H, Stan H, Florian IS, Schumacher R, Park YT, Kim SG, et al. Cranioplasty with custom-made implants: Analyzing the cases of 10 patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Feb;70(2):e169–76.
 42. Macchi RL. Materiales dentales [Internet]. Editorial Médica Panamericana; 2007 [cited 2019 May 20]. 406 p. Available from: <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4166/Materiales-Dentales.html>
 43. Lira AF, Consani RLX, Mesquita MF, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Henriques GEP. Effect of flask closure method and post-pressing time on the upper denture base adaptation. *Gerodontology* [Internet]. 2010 Sep [cited 2019 May 7];27(3):224–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19656218>
 44. Pawar E. A Review Article on Acrylic PMMA. *IOSR J Mech Civ Eng*. 2016;13(2):1–4.
 45. Durkan R, Oyar P. Comparison of mechanical and dynamic mechanical behaviors of different dental resins polymerized by different polymerization techniques. *Niger J Clin Pract* [Internet]. 2018 Sep [cited 2019 May 10];21(9):1144–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30156199>
 46. Ozkir S, Yilmaz B, Unal S, Culhaoglu A, Kurkcuoglu I. Effect of heat polymerization conditions and microwave on the flexural strength of polymethyl methacrylate. *Eur J Dent* [Internet]. 2018 [cited 2019 May 6];12(1):116. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29657535>
 47. de Negreiros WA, Consani RLX, Verde MARL, da Silva AM, Pinto LP. The role of polymerization cycle and post-pressing time on tooth movement in complete

- dentures. *Braz Oral Res* [Internet]. [cited 2019 May 7];23(4):467–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20027456>
48. Seo RS, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Effect of a post-polymerization treatments on the flexural strength and Vickers hardness of relined and acrylic denture base resins. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2007 Dec [cited 2019 May 6];15(6):506–11. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19089189>
 49. Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1989 Aug 1 [cited 2019 May 20];119(2):271–6. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0002817789920126>
 50. Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the conventional cycle in relation to post-pressing times. *Braz Dent J* [Internet]. 2004 [cited 2019 May 6];15(1):63–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15322648>
 51. LEÃO R de S, MAIOR JRS, LEMOS CA de A, VASCONCELOS BC do E, MONTES MAJR, PELLIZZER EP, et al. Complications with PMMA compared with other materials used in cranioplasty: a systematic review and meta-analysis. *Braz Oral Res* [Internet]. 2018 Jun 7 [cited 2019 Apr 26];32(0):e31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29898018>
 52. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: A review of fiber, filler, and nanofiller addition [Internet]. Vol. 12, *International Journal of Nanomedicine*. Dove Press; 2017 [cited 2017 Aug 28]. p. 3801–12. Available from: <https://www.dovepress.com/pmma-denture-base-material-enhancement-a-review-of-fiber-filler-and-na-peer-reviewed-article-IJN>
 53. Danovan R, Lancón V, Lemus FS, Maldonado VM, López S, Ii M. Influencia del ciclo de polimerización en la concentración de monómero residual de tres resinas comerciales para base de dentadura [Internet]. Vol. 13. 2009 [cited 2019 Jun 1].

Available from: www.medigraphic.com

54. Ali U, Karim KJBA, Buang NA. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polym Rev.* 2015 Oct 2;55(4):678–705.
55. Negreiros WA, Consani RL., Mesquita MF, Sinhoreti MA., Faria IR. Effect of Flask Closure Method and Post-Pressing Time on the Displacement of Maxillary Denture Teeth. *Open Dent J [Internet]*. 2009 Mar 6 [cited 2019 May 7];3(1):21–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19444339>
56. Murthy SS, Murthy GS. Argon Ion Laser Polymerized Acrylic Resin: A Comparative Analysis of Mechanical Properties of Laser Cured, Light Cured and Heat Cured Denture Base Resins. *J Int oral Heal JIOH.* 2015 Jun;7(6):28–34.
57. Somani M, Khandelwal M, Punia V, Sharma V. The effect of incorporating various reinforcement materials on flexural strength and impact strength of polymethylmethacrylate: A meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc [Internet]*. 2019 [cited 2019 May 6];19(2):101. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31040543>
58. O’Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection-3rd Ed.* (2002) [Internet]. [cited 2019 Jun 2]. Available from: www.quintpub.com
59. Mumcu E, Cilingir A, Gencel B, Sülün T. Flexural properties of a light-cure and a self-cure denture base materials compared to conventional alternatives. *J Adv Prosthodont.* 2011 Sep;3(3):136.
60. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont.* 2008 Oct;17(7):545–9.
61. Farina AP, Cecchin D, Soares RG, Botelho AL, Takahashi JMF, Mazzetto MO, et al. Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology.* 2012 Jun;29(2):e155–60.

62. Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative Evaluation of Sorption, Solubility and Microhardness of Heat Cure Polymethylmethacrylate Denture Base Resin & Flexible Denture Base Resin. *J Clin DIAGNOSTIC Res* [Internet]. 2014 Aug [cited 2019 May 10];8(8):ZF01-4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25302291>

63. Shah N, Ayyala H, Tran B, Therattil P, Keith J. Outcomes in Chest Wall Reconstruction Using Methyl Methacrylate Prostheses: A Review of the Literature and Case Series Utilizing a Novel Approach with Biologic Mesh. *J Reconstr Microsurg* [Internet]. 2019 May 9 [cited 2019 May 10]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31071727>

64. Akin H, Tugut F, Polat ZA. In Vitro Comparison of the Cytotoxicity and Water Sorption of Two Different Denture Base Systems. *J Prosthodont* [Internet]. 2015 Feb [cited 2019 Jun 2];24(2):152–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24920440>

65. Jaiswal P, Pande N, Banerjee R, Radke U. Effect of Repeated Microwave Disinfection on the Surface Hardness of a Heat-Cured Denture Base Resin: An In vitro Study. *Contemp Clin Dent* [Internet]. 2018 [cited 2019 Feb 21];9(3):446–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30166842>

66. Rizzatti-Barbosa CM, Fraga MA, Gonçalves T de M. Acrylic resin water sorption under different pressure, temperature and time conditions. *Mater Res*. 2001;4(1):01–6.

67. Rosenthal G, Ng I, Moscovici S, Lee KK, Lay T, Martin C, et al. Polyetheretherketone implants for the repair of large cranial defects: A 3-center experience. *Neurosurgery*. 2014;

68. Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2014;12(3):228–33.

69. Hatamleh MM, Alnazzawi AA, Abbariki M, Alqudah N, Cook AE. Survey of Ocular Prosthetics Rehabilitation in the United Kingdom, Part 2. *J Craniofac Surg* [Internet]. 2017 Jul [cited 2018 May 13];28(5):1297–301. Available from: <http://insights.ovid.com/crossref?an=00001665-201707000-00039>
70. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical Properties of Polyamide Versus Different PMMA Denture Base Materials. *J Prosthodont* [Internet]. 2012 Apr [cited 2019 Jun 1];21(3):173–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22372855>
71. Panpisut P, Khan MA, Main K, Arshad M, Xia W, Petridis H, et al. Polymerization kinetics stability, volumetric changes, apatite precipitation, strontium release and fatigue of novel bone composites for vertebroplasty. Jana T, editor. *PLoS One* [Internet]. 2019 Mar 18 [cited 2019 May 10];14(3):e0207965. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30883564>
72. Zidan S, Silikas N, Alhotan A, Haider J, Yates J. Investigating the Mechanical Properties of ZrO₂-Impregnated PMMA Nanocomposite for Denture-Based Applications. *Materials (Basel)* [Internet]. 2019 Apr 25 [cited 2019 May 10];12(8):1344. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31027157>
73. 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). *J Prosthodont* [Internet]. 2018 Jun 13 [cited 2019 May 10]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29896904>