



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SÍNTESIS Y PRUEBAS FÍSICAS DE PMMA PARA
REPARACIÓN DE PRÓTESIS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MIRELLE TRENADO MENDOZA

TUTOR: DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

ASESORA: DRA. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES

MÉXICO, D.F.

2012



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Proyecto Apoyado por
PAPITT-DGAPA-IN-226608.

AGRADECIMIENTOS

Dios gracias por esta oportunidad, porque cada paso, cada lagrima, cada alegría se traducen en este momento en éxito personal, porque me has dado una familia que me apoya incondicionalmente y porque simplemente cuidas de mi, he sido bendecida

A la Universidad Nacional Autónoma de México por toda la enseñanza y madurez que viví en mis años de estudiante, a la Facultad de Odontología por abrirme las puertas y confiar en que seré una buena Cirujana Dentista

A mis papas por su confianza y apoyo en estos años, han hecho de mi una persona responsable, son mi ejemplo a seguir los quiero y admiro. A mi hermana... Danny por ser el regalo más extraño que me dio la vida no te cambiaría por nada; caminamos en paralelo pero siempre al pendiente de no caer. A Li por estar siempre al pendiente, siempre presente, siempre estás en mi corazón. A mi Abuelita simplemente te extraño, me hará falta ese abrazo.

A Sebastián, porque eres quien ha hecho de mi una mejor persona.

Dr. Federico H. Barceló Santana gracias por darme ese voto de confianza, por compartir sus conocimientos y brindarme un poco de su tiempo para la realización de este trabajo.

Dra. Laura Acosta todo este tiempo invertido en el trabajo me enseñó que no solo es una gran maestra sino una gran persona, es un placer conocerla. Gracias.

A mis amigos que con el paso de los años conservo lo mejor de cada uno me quedo con grandes experiencias, a todos los chicos de materiales sin duda mi estancia en el laboratorio enriqueció mi vida, gracias por ser parte de esto.

A la persona cómplice de este inicio y que hoy termina sin su presencia, gracias por enseñarme a creer en mi, porque tuve que perder para ganar sin duda lo volvería hacer

Índice

I. Resumen	5
II. Introducción.....	6
III. Marco Teórico.....	8
Polímeros.....	8
Copolímeros.....	10
Síntesis de PMMA.....	11
Resinas Acrílicas.....	13
Resinas Acrílicas Autopolimerizables.....	16
Resinas Acrílicas Autopolimerizables para reparación de prótesis.....	17
IV. Planteamiento del Problema.....	19
V. Justificación.....	20
VI. Hipótesis.....	21
VII. Objetivos.....	22
Objetivo General.....	22
Objetivos Específicos.....	22
VIII. Metodología.....	23
IX. Materiales.....	24
X. Método.....	26
XI. Pruebas Físicas.....	29
XII. Resultados.....	35
XIII. Discusión.....	40
XIV. Conclusiones.....	43
XV. Referencias.....	44

I. RESUMEN.

Las prótesis elaboradas con resina acrílica son susceptibles a fracturas por su deterioro con paso de los años, mal manejo fuera de la boca, durante la masticación o por deficiencias en el diseño. El acrílico autopolimerizable para reparación de prótesis presenta buenas propiedades físicas, no afecta la estabilidad dimensional de las dentaduras después de su reparación. El objetivo de este trabajo fue sintetizar una resina acrílica autopolimerizable experimental, para reparación de prótesis y determinar los valores de las pruebas físicas en base a normas internacionales y compararlos con una resina comercial. Se sintetizó la molécula de poli(metil metacrilato) mediante la técnica de polimerización en suspensión. Las partículas obtenidas se mezclaron con monómero e iniciador para la elaboración de muestras que se sometieron a las pruebas físicas de acuerdo a las Normas ADA No. 13 e ISO 1567. Se aplicó ANOVA de Una Vía y Tukey Test para la comparación de grupos. Resultados: Se obtuvieron valores de acuerdo a las normas en las pruebas de solubilidad, deflexión transversa, módulo elástico, resistencia a la flexión, estabilidad de color y translucidez. La resina autopolimerizable experimental presentó valores comparables con la resina comercial en la mayoría de las pruebas realizadas.

II. INTRODUCCIÓN.

El desarrollo de los materiales para bases de prótesis ha avanzado con el paso de los años. En 1855 se creó el hule vulcanizado y se introdujo para base de dentaduras con el nombre de ebonita y vulcanita;¹⁻⁶ durante los 75 años siguientes, éste fue el material más utilizado.^{1,7} Sin embargo este material no presentaba estética, el sabor, olor y color eran poco satisfactorios.¹⁻³

En 1907, Leo Baekeland descubrió un nuevo compuesto orgánico, una resina de fenol-formaldehído (bakelita), químicamente estable, resistente al calor, pero presentando múltiples desventajas como poca resistencia durante las pruebas mecánicas, color variable e inestabilidad dimensional.^{1-5,7}

En 1937, Water Wright introduce la vermonite, un metacrilato de polimetilo^{1-4,5-7} que sustituye a la vulcanita presentando mejores propiedades físicas y fácil manipulación.⁶ El polimetil metacrilato (PMMA) es una de las resinas más útiles en la práctica odontológica.^{4,5,10}

Las resinas acrílicas autopolimerizable, aparecieron en 1940, utilizándolas en el campo de la Odontología Operatoria;¹¹ en la actualidad son utilizadas principalmente en la Odontología protética para la construcción de porta impresiones individuales, bases de registro y para reparar las dentaduras fracturadas.¹²⁻¹⁵ La gran mayoría de las prótesis totales se manufacturan con resinas acrílicas,^{1, 4, 7, 8} ya que no se ha encontrado un material semejante al tejido blando.^{6,7,9}

El 40 % de los pacientes desdentados es mayor de 60 años, los cuales requieren el uso de prótesis totales.¹⁶ Las prótesis elaboradas con resina acrílica son susceptibles a fracturas por el uso deteriorado al paso de los años, mal manejo fuera de la boca, durante la masticación de los alimentos,^{4,17,18} o deficiencias en el diseño. La resistencia a la fractura de las dentaduras de resina acrílica depende de varios factores: resistencia a la flexión¹⁹ y la fuerza de impacto.²⁰⁻²² La fractura más común de la prótesis ocurre en o cerca de la línea media.^{6, 17, 21, 23-27} No se deben reconstruir las prótesis con relaciones oclusales incorrectas.¹⁷ El acrílico de reparación autopolimerizables permite una reparación en corto tiempo, presenta buenas propiedades y no afecta la estabilidad de la dentadura.^{4, 25-28}

El acrílico autopolimerizable para reparación de prótesis presenta una mayor fuerza de unión a la prótesis a reparar (58 %) y resistencia (33 %) en comparación con el acrílico fotopolimerizable (22 % y 9 %).¹⁹ La síntesis de polímero consiste en unir monómeros de bajo peso molecular, para obtener como producto macromoléculas.¹⁴ Lo que se pretende obtener es un polímero en forma de esferas sólidas, cuyo tamaño dependerá de la velocidad de agitación.^{13,29,30} Si el proceso de polimerización es controlado, el polímero que se obtiene es en forma de gránulos esféricos, fáciles de manejar y aislar por filtración o sedimentación.^{31,32}

La técnica de polimerización por suspensión tiene ventajas sobre los otros procesos de polimerización. La temperatura de la síntesis puede ser controlada, presenta una baja dispersión de la viscosidad, los niveles de impureza del polímero obtenido son bajos y su producto final es la formación de partículas esféricas. Presenta como desventaja, la baja producción de partículas y la adhesión de las mismas en las superficies.³¹

III. MARCO TEÓRICO.

POLÍMEROS

Un polímero (del griego poli, muchos; meros, parte) es una sustancia química constituida por muchas unidades iguales unidas entre sí. Los polímeros se forman por combinación sucesiva de estas unidades, llamadas monómeros unidos a una cadena o una red que va creciendo a medida que aumenta el número de unidades.^{7,11}

Los polímeros, son compuestos no metálicos producidos sintéticamente (por lo general de compuestos orgánicos), que pueden ser moldeados mediante la aplicación de calor y presión y luego endurecidos para su uso comercial.¹

El grupo de polímeros se puede clasificar en cuatro formas.¹¹

1. Por su origen
2. Por su aparición cronológica
3. Por su comportamiento ante el calor
4. Por el tipo de reacción de polimerización

En la Odontología, los polímeros sintéticos tienen gran utilidad y aplicaciones. Desde la introducción de las resinas acrílicas, se han utilizado en el campo de la Protopodencia, en particular para la fabricación de prótesis removible.^{1,4}

La reacción química que presentan las resinas acrílicas es la polimerización la cual se lleva a cabo por la unión de moléculas pequeñas para formar macromoléculas, que poseen un peso molecular mayor a 5000.^{4,11,17} La estructura molecular de los polímeros es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas.^{12, 33} El componente de bajo peso molecular reacciona para formar moléculas de elevado peso molecular.⁴

La polimerización, se realiza por la ruptura de la doble ligadura entre los dos carbonos de acuerdo a las leyes de valencia. La doble ligadura C=C es específica de los hidrocarburos no saturados. Además de radicales libres, existen agentes físicos como el calor o la luz ultravioleta capaces de provocar el desdoblamiento del enlace carbono-carbono.¹³

La clasificación de las macromoléculas en polímeros de adición y de condensación se basa en el "mecanismo" de las reacciones de polimerización.¹³ El mecanismo de una reacción es la secuencia de etapas de reacción mediante las cuales el reactivo se convierte en producto.

Las resinas de mayor uso en procedimientos dentales polimerizan por adición; en este proceso no existen productos secundarios.^{11, 12, 33} Es necesaria la presencia de un iniciador, capaz de inducir la apertura de los dobles enlaces para crear radicales libres aptos para la unión entre sí de cada una de las unidades estructurales por adición y la conformación de la cadena de polímero.^{4, 11, 34} La polimerización en cadena se llama también polimerización por adición. El iniciador más utilizado en las resinas acrílicas de uso odontológico son los peróxidos.³⁴ (Figura 1).

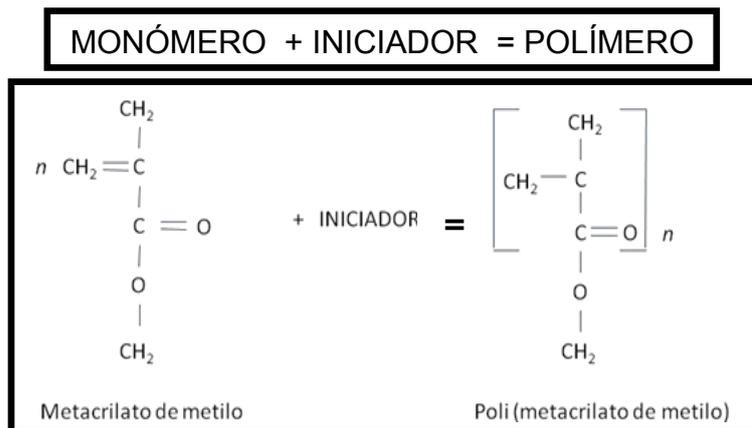


Figura 1. Iniciador abre los dobles enlaces para la conformación de la cadena de

En la reacción en cadena existen tres etapas principales:

Iniciación: Corresponde a la etapa de inducción en la cual se activa al iniciador ya sea por medio de energía química, física o radiación luminosa. (Ultravioleta o luz visible). Se efectúa la apertura de dobles o triples enlaces de cada molécula o unidad estructural.

Propagación: o conformación de la cadena. La cadena de monómero se convierte en el polímero. El proceso es muy rápido, casi instantáneo. Las reacciones son exotérmicas y se desprende una cantidad de calor considerable.

Terminación: la propagación continúa hasta el momento en que ya no se encuentran radicales libres.^{11, 33}

La presencia de impurezas del monómero, ocasiona inhibición de la polimerización, la presencia de monómero libre remanente no permite que el proceso de polimerización termine por la activación de otras cadenas.^{11, 33}

La polimerización por condensación o polimerización escalonada se puede dar a partir de cualquier reacción química en la que intervengan dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromoléculas.³³ El compuesto reacciona formando cadenas y productos secundarios como agua, alcoholes, ácidos halógenos o amoníaco, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas.^{11,12} La formación de polímeros es lenta, ya que la reacción se da de manera escalonada, a medida que las cadenas crecen, se vuelven menos móviles y menos numerosas.¹¹

COPOLÍMEROS.

Se pueden combinar dos o más monómeros diferentes desde el punto de vista químico, cada uno de ellos con alguna propiedad destacable con el fin de producir propiedades físicas específicas de un polímero. El polímero formado es un copolímero y su proceso de formación se denomina *copolimerización*.^{4,11} Esta combinación de monómeros tiene el objetivo de modificar las propiedades de los monómeros o polímeros originales.³³

La copolimerización influye en las propiedades físicas y mecánicas de la resina resultante. Muchas resinas se fabrican mediante copolimerización. El acrilato de etilo se puede copolimerizar con metacrilato de metilo para modificar la flexibilidad y la resistencia a la fractura de la prótesis.^{4, 33}

La formación de un copolímero depende de varios factores, como la naturaleza del disolvente utilizado, tipo de iniciador, tipo y concentración de iniciador, temperatura, tiempo de polimerización.^{33,35}

SÍNTESIS DE PMMA.

La síntesis del polímero consiste en unir monómeros de bajo peso molecular, para obtener como producto macromoléculas. Lo que se pretende obtener es un polímero en forma de esferas sólidas, cuyo tamaño dependerá de la velocidad de agitación.^{13,34}

Para obtener un polímero, se pueden emplear varios procedimientos. La selección del método depende de varios factores entre los que destacan el volumen de producción y el uso que se va a dar al producto.¹³

Los métodos son:

- a) *Polimerización en solución.* En esta polimerización se diluye el monómero con disolventes en los cuales también se disuelve el polímero. Empleando un disolvente adecuado se evitan los problemas derivados de la reacción exotérmica de polimerización, aunque crea el problema de la separación posterior del disolvente. Este tipo de polimerización se emplea cuando el polímero va a aplicarse en forma disuelta, como el caso de adhesivos o barnices. En esta forma se obtiene una solución viscosa del polímero.^{33, 36}

- b) *Polimerización en emulsión.* Este método se utiliza para preparar pinturas o adhesivos en forma de emulsiones. Se utiliza un monómero, un plastificante (sustancia que le imparte suavidad y flexibilidad al polímero), se agrega el iniciador y se agita vigorosamente hasta obtener la emulsión, se calienta entre 70 y 80 °C durante varias horas en atmósfera de Nitrógeno.³³

Liao Y et al.³⁷ en el 2001 sintetizaron PMMA con la técnica de polimerización en emulsión, obteniendo un polímero de alto peso molecular.

- c) *Polimerización en masa.* En este tipo de polimerización no se utiliza ningún disolvente, sino que se polimeriza monómero puro. Las reacciones de polimerización son exotérmicas, es decir, se desprende calor en cantidades considerables.³³ El polímero que se obtiene es más puro y tiene algunas ventajas en la adsorción de aditivos, sin embargo el gran tamaño de sus partículas (70 – 170 µm) no permite que los aditivos se dispersen en los plastificantes. Su peso molecular es de 28,000 a 80,000. Su aplicación es en el moldeo de piezas.^{25, 36}

d) *Polimerización en suspensión.* Es una polimerización heterogénea, es un proceso en donde el monómero y el iniciador son insolubles en agua,^{38,39} lo que se pretende en este caso, es obtener partículas de polímero en fase sólida o esferas sólidas^{32,33,40,41} cuyo tamaño depende de la velocidad de agitación. Se pueden utilizar para el moldeo de piezas o para hacer aislantes. Se debe mantener continuamente la agitación y se agrega un agente de suspensión para evitar la aglomeración de las esferas. El iniciador debe ser soluble en el monómero y la polimerización se lleva a cabo en atmósfera de Nitrógeno. La reacción se lleva a cabo entre 70 y 90° C. Si la temperatura aumenta, su peso molecular será menor. Las esferas de polímero se lavan con agua y se extienden para que se sequen a temperatura ambiente.³³ El tamaño de partícula obtenido es de 45-250 μm ^{33,38,42} con peso molecular de 24,000 a 80,000.^{25,36}

Hoffman y Delbruch⁴² en 1909 desarrollaron la polimerización en suspensión.

Si el proceso de polimerización es controlado, el polímero que se obtiene es en forma de gránulos esféricos, fáciles de manejar y aislar por filtración o sedimentación.^{39, 41} La intensidad de la velocidad de agitación determina el tamaño de las partículas resultantes,⁴⁰ las velocidades utilizadas en la síntesis de PMMA son entre 800 y 2000 rpm. A medida que aumenta la velocidad de agitación, el tamaño de las partículas disminuye; el tamaño de la partícula depende de la relación monómero – agua.⁴³

Se agrega un agente de suspensión para evitar la aglomeración de las partículas y como consecuencia, la precipitación de las esferas.^{32,33,40} Estos agentes de suspensión pueden ser el alginato de sodio, la grenetina o el agar. Los cuales son utilizados como estabilizantes y tensoactivos en muchas reacciones químicas.^{32,44}

La técnica de polimerización por suspensión tiene ventajas sobre los otros procesos. La temperatura de la síntesis puede ser controlada, presenta una baja dispersión de la viscosidad, los niveles de impureza del polímero obtenido son bajos, y su producto final es la formación de partículas esféricas. Presenta como desventaja, la baja producción de partículas y la adhesión de las mismas en las superficies.^{32,40}

RESINAS ACRÍLICAS.

En 1937 el Dr. Walter Wright introdujo las resinas acrílicas de uso dental siendo en la actualidad el material por excelencia para la elaboración de prótesis dentales.^{1-8, 10, 45,46}

El PMMA se obtuvo en 1873 por Caspary y Tollens, pero no se utilizó a gran escala hasta que el alemán Röm lo fabricó y comercializó en 1931.⁵

Los acrílicos son polímeros en forma de gránulos, preparados para ser sometidos a distintos procesos de fabricación,^{11,13,20} son plásticos derivados del etileno, que contiene un grupo vinilo en su forma estructural ($H_2C=CHR$).^{11,13,33,34}

Existen al menos dos tipos de resinas acrílicas en la Odontología. Una serie se deriva del ácido acrílico ($CH_2C=CHCOOH$), y la otra del ácido metacrílico, ($CH_2=C[CH_3]COOH$). Ambos son compuestos que polimerizan por adición.^{11,33} Uno de los más conocidos es el polimetacrilato de metilo (PMMA).^{32,33,45} Las resinas acrílicas a base de PMMA se han preferido debido a sus propiedades físicas y estéticas, así como la disponibilidad del material, precio razonable y la facilidad de manipulación.^{1-4,13,17,45,46}

La mayoría de los aparatos protésicos, bases de dentaduras totales y parciales, dientes artificiales, materiales de reparación de prótesis, aparatos de ortodoncia y para cirugía, etc., se elaboran con PMMA.^{11,14,25}

El polímero ideal para uso protésico no debe ser tóxico o irritante, presentará translucidez y transparencia, buena estabilidad de color y estabilidad dimensional, insoluble en medio oral, presentar baja densidad y propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.^{2, 11,33}

Composición

Comercialmente, el PMMA se presenta en forma de polvo (polímero) y líquido (monómero).^{2,4,13,14,17,30}

El polímero son pequeñas partículas esféricas, de polimetacrilato de metilo, el cual puede ser modificado (copolimerizado) con metacrilato de etilo o dimetacrilato de glicol, para que el producto sea más resistente a la fractura y al impacto.^{7,26,33} Tiene incorporado en su interior aproximadamente 1% de iniciador (peróxido de benzoilo) el cual permite que se lleve a cabo la reacción de polimerización cuando se mezcla el líquido con el polvo.⁴ El PMMA contiene un plastificante (ftalato de dibutilo al 8 o 10%) que aumenta la solubilidad que puede estar en el polvo o en el líquido.²⁰

Como pigmento contiene dióxido de titanio, óxido de hierro, para asemejar la tonalidad de la base de la prótesis a los tejidos blandos.^{4,7,14,25,30}

El PMMA es una resina con número de dureza Knoop entre 18 y 20, presenta una resistencia a la tracción de 60 MPa, una densidad de 1,19 g/cm³ y un módulo de elasticidad de 2.4 GPa.^{11,33}

El monómero es metacrilato de metilo (MMA) puro, es un líquido transparente^{1, 14,33} y muy volátil,^{11,20} que polimeriza con agentes físicos o químicos. Contiene una pequeña cantidad de hidroquinona (0.1% o menos) que ayuda a inhibir la polimerización durante su almacenamiento.^{4,7,14,30,33-35} El metacrilato de metilo tiene un peso molecular de 100, punto de fusión de -48 °C, punto de ebullición de 100.8 °C, densidad de 0.945 g/cm³ a 20 °C.^{11,33}

Clasificación de las resinas acrílicas conformadas con PMMA^{2,3,14}

1. Termopolimerizables
 - Resina que polimeriza en baño de agua
 - Resina que polimeriza con microondas
2. Fotopolimerizables
 - Resina que polimeriza con lámpara de luz
3. Autopolimerizables

Propiedades fisicoquímicas

Generalmente el polímero y el monómero se mezclan en proporción 3:1 en volumen y 2:1 en peso, y se presentan diferentes etapas.^{2,4,13,14,25}

- Arenosa o granulosa. El líquido entra en contacto con el polvo y forma una masa sin cohesión.
- Filamentosa. Se disuelve el polvo dentro del líquido. Comienza la polimerización, formándose una mezcla fibrosa y pegajosa al tacto.
- Plástica. Se forman cadenas largas, lo que permite la manipulación del material.
- Elástica. Se da la evaporización del monómero remanente, se presenta una reacción exotérmica. Se caracteriza por una pérdida de plasticidad.
- Rígida. La resina endurece hasta concentraciones de polimerización que no permiten deformarla fácilmente.

Biocompatibilidad

Las resinas acrílicas son biocompatibles, lo cual actualmente es un requisito fundamental para cualquier material de restauración dental.¹⁹ Las resinas acrílicas pueden presentar alguna reacción tóxica como irritación o alergia a causa del monómero residual como consecuencia de una incorrecta manipulación del acrílico. Los vapores del monómero presentes en el medio respirable de trabajo producen intoxicación, por lo que se recomienda evitar al máximo su inhalación.^{4,6,11,13,14}

Ventajas.^{1, 9,28}

- Son económicas
- Insolubles
- No corrosivas
- Biocompatibles
- No se requiere equipo sofisticado para su manipulación
- Sus propiedades físicas y mecánicas son óptimas para su uso
- Estética excelente (color estable)
- Fácil de reparar, recolocar y alterar el contorno
- Dimensionalmente precisa y estable

Desventajas^{1, 14,28}

- Existe el riesgo de permitir que se cultiven hongos bucales (moniliasis)
- Mal conductor térmico
- No es radiopaca
- Módulo de elasticidad relativamente bajo
- Elevado coeficiente de expansión térmica.

RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLES.

Las resinas acrílicas autopolimerizables aparecieron en 1940, utilizadas principalmente en el campo de la Operatoria dental, pero presentaron grandes fallas.¹¹ En la actualidad tienen campo de aplicación en la Odontología protésica, en las reparaciones de prótesis parciales o totales, en el rebase directo e indirecto de las mismas, en la construcción de bases de relación y portaimpresiones individuales.^{2, 4,13,30,43}

El polímero de PMMA generalmente son partículas más finas que las utilizadas en el acrílico termopolimerizable, si los gránulos de polímero son grandes menores que malla 100, la reacción será lenta; si los gránulos son pequeños mayores a malla 200, al presentar el polímero mayor superficie, la reacción se acelera;^{2, 13} y 0.5% de peso de peróxido de benzoílo como iniciador.^{33, 46} El monómero de MMA contiene 0.01% de hidroquinona como estabilizador y hasta el 2% de un activador químico como la amina terciaria dimetil-p-toluidina.^{2,13}

La amina orgánica produce una descomposición del peróxido a temperatura ambiente.^{4, 13} Puede existir inhibición de la polimerización por la presencia de oxígeno ocasionando manchas blancas y zonas de baja dureza en las prótesis.¹¹ El peróxido actúa sobre la hidroquinona, oxidándola y produciendo un cambio de color en la resina acrílica.^{2,11,13,14}

Propiedades

La resistencia de una prótesis de resina acrílica fluctúa según la composición de la resina (peso molecular del acrílico), el proceso técnico (monómero residual, porosidad, inclusión de materiales extraños o un diseño ineficiente), y el medio en que funciona la prótesis.^{2,3,20} El método utilizado para predecir la resistencia a la fractura es la prueba de impacto.²¹

Los acrílicos autopolimerizables presentan poros, si no se homogeniza la masa, presentan dureza en escala Knoop entre 16 y 18,¹³ presentan bajo peso molecular, son prácticamente insolubles en el medio oral,¹¹ sufren expansión con el aumento de temperatura y una contracción con el descenso de la misma,¹ produciendo cambio dimensional inicial inferior al 0.1 % (cambia si absorben agua), contienen hasta el 5 % de monómero residual, son blandos y poco resistentes a la abrasión.^{2-4, 11, 14}

RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZABLES PARA REPARACIÓN DE PRÓTESIS.

El material más recomendado para la reparación de prótesis son las resinas acrílicas autopolimerizables.²⁹

La incidencia de dentaduras fracturadas es alta en pacientes que han llevado su prótesis por años. Las fracturas pueden ser por caídas accidentales, fatiga del material durante la masticación (uso clínico).^{1-4, 18-21} La fractura más común de la dentadura ocurre en o cerca de la línea media de las prótesis mandibulares.^{17,18,21,25,16} El procedimiento de reparación debe ser el ahorro de tiempo, y no después de variaciones dimensionales de la prótesis a reparar.^{18,25,27,28} Los arreglos de las dentaduras completas varían de sencillos a complejos. Pueden incluir desde la colocación de un solo diente a la unión de dos o más trozos de la base de la dentadura rota,^{17, 20} el objetivo final de cualquier reparación de prótesis es restablecer la fuerza original de la dentadura y evitar la fractura aún más.^{19,20}

Para la reparación de las dentaduras fracturadas se pueden utilizar tres materiales, resinas acrílicas termopolimerizables, resinas fotopolimerizables,¹⁷ o resinas acrílicas autopolimerizables.^{10, 17, 19, 29} El material de reparación de elección debe tener el tiempo necesario para hacer la reparación, fuerza unión al material a reparar aceptable, y que el grado de precisión dimensional se mantenga durante la reparación.^{4,17,29} El aumento de la temperatura durante su polimerización mejora las propiedades mecánicas y químicas de las resinas acrílicas.¹⁸ Se ha demostrado que las resinas acrílicas termopolimerizables presentan una fuerza de unión del 75 % bajo la técnica de procesamiento convencional y del 93 % con la técnica de procesamiento en microondas, existiendo el riesgo de deformación de la prótesis por la presencia del calor (contracción y expansión).^{4,10,15,17,18}

La fuerza de unión entre la resina a reparar y el acrílico autopolimerizable es del 65%, mayor que el acrílico termopolimerizable^{21,25,26} sin embargo métodos de procesamiento (presión atmosférica) y la colocación de algún otro químico (cloroformo,^{4,17,47,48} cloruro de metilo, acetona o MMA¹⁹) sobre la superficie de los dientes artificiales para eliminar las impurezas que presente, pueden dar lugar a la unión del material más fuerte y una incidencia mínima de una nueva fractura.

Las fallas de unión de la resina de reparación a la resina de la prótesis se producen cuando la base de la resina está húmeda, sin embargo poco se sabe de cómo el agua se relaciona con los fracasos. Minami et al.⁴⁹ demostró que la presencia de agua en la resina de la base de prótesis no pone en peligro la unión de la resina de reparación autopolimerizable. Las técnicas de reparación son similares, excepto las modificaciones en la superficie de la prótesis que mejoran la resistencia de unión de resina autopolimerizable.^{19,29}

Debe existir una interacción química entre los materiales de reparación y la prótesis a reparar.⁵⁰ Curtis et al.⁵¹ demostró que las resinas acrílicas fotopolimerizables no penetran tan eficazmente en el PMMA como las resinas acrílicas autopolimerizables, ya que la resina autopolimerizable es más fluida.

Las técnicas para reparación de prótesis con PMMA autopolimerizable son:

- ◆ Espolvoreado: Con monómero se humedece la superficie a reparar y se espolvorea el polímero, agregando más monómero y polímero hasta cubrir la superficie a reparar.^{17,20,25,36}
- ◆ Técnica convencional: La proporción 2:1 da una consistencia fluida, al igual que en las resinas termopolimerizables, presenta las mismas etapas de polimerización; y en consistencia fluida se lleva el material a la prótesis a reparar,⁵ en las resinas autopolimerizables este proceso se da en un tiempo máximo de 10 a 15 minutos hasta su etapa final.²¹ Se deja polimerizar en una cámara de presión.^{11,20,28,29}

IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Los aparatos protésicos como bases de dentaduras totales o parciales, tienden a fracturarse. La fractura de las prótesis por lo general es debido a deficiencias en el diseño, fabricación o elección del material. Las fracturas más comunes son en la línea media y para su reparación se utiliza acrílico a base de polimetil metacrilato (PMMA) autopolimerizable.

Actualmente no existe en el país una resina acrílica autopolimerizable fabricada exclusivamente para la reparación de prótesis.

¿Se podrá sintetizar una resina acrílica que cumpla con las características que exige la norma?

V. JUSTIFICACIÓN.

Actualmente en el Laboratorio de Materiales Dentales de la DEPEl de la UNAM se tienen líneas de investigación enfocadas a la elaboración de materiales de origen nacional que cumplan con las pruebas indicadas por las normas internacionales. En esta línea se encuentra la síntesis y adecuaciones de PMMA para base de dentaduras.

La resina acrílica autopolimerizable es el material con propiedades que permite una reparación rápida y fácil de prótesis dentales, siendo muy utilizada por el Cirujano Dentista, en caso de fractura de una prótesis total, ya que elaborar una nueva dentadura resulta en consumo de tiempo, además que permanecer sin utilizar una prótesis en el tiempo en el que se realiza una nueva, es un inconveniente para el paciente.

Por lo que es imperativo desarrollar una resina acrílica autopolimerizable que cumpla con la norma para resinas acrílicas para la reparación de prótesis No. 13 de A.D.A.⁵² e ISO 1567,⁵³ y compararlo con una resina acrílica autopolimerizable comercial extranjera para la reparación de prótesis.

VI.HIPÓTESIS.

La resina acrílica experimental a base de PMMA para reparación de prótesis totales que se sintetizará, cumplirá en las pruebas físicas con los valores establecidos por la Norma No. 13 de ADA e ISO 1567 para reparación de prótesis.

VII. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL.

Sintetizar una resina acrílica autopolimerizable experimental y determinar los valores de las pruebas físicas de la resina acrílica experimental para reparación de prótesis en base a las Norma No. 13 de ADA e ISO 1567 y compararlos con la resina comercial para reparación de prótesis Prothyl Repair.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Sintetizar la resina acrílica experimental con la técnica de polimerización en suspensión.
2. Determinar los valores de sorción de agua, solubilidad, comportamiento en flexión, porosidad, translucidez y estabilidad de color de la resina acrílica experimental autopolimerizable (Laboratorio de Materiales Dentales) para reparación de prótesis
3. Determinar los valores de sorción de agua, solubilidad, comportamiento en flexión, porosidad, translucidez y estabilidad de color de la resina acrílica comercial para reparación de prótesis (Prothyl Repair, Zhermak).
4. Comparar los resultados

VIII. METODOLOGÍA

TIPO DE ESTUDIO.

Experimental y Comparativo.

POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Resinas acrílicas autopolimerizables para reparación de prótesis.

- Resina acrílica experimental (Laboratorio. de Materiales Dentales. UNAM. México)
- Resina acrílica comercial (Prothyl Repair. Zhermak. USA)

VARIABLES DEPENDIENTES.

- Sorción de agua
- Solubilidad
- Comportamiento en flexión
- Porosidad
- Translucidez
- Estabilidad de color

VARIABLES INDEPENDIENTES.

- Resina acrílica experimental (Laboratorio de Materiales Dentales. UNAM. México).
- Resina acrílica comercial (Prothyl Repair. Zhermak. USA).
- Condiciones de prueba que marcan la norma.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN.

- Muestras elaboradas con la resina acrílica a evaluar que cumplan con las dimensiones especificadas por la Norma No. 13 de ADA y para la prueba de porosidad.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

- Todas las muestras que no reúnan las características físicas de los acrílicos ya mencionados y aquellas muestras que resulten defectuosas por o durante el procesamiento y manejo de los materiales.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.

- Todas las muestras que se fracturen antes de iniciar la prueba

IX. MATERIALES

Reactivos.

- Metil Metacrilato (MMA) (Sigma-Aldrich, 99%, Germany)
- Dimetil p-toluidina (DMPT) (Sigma-Aldrich, 98%, USA)
- Hidróxido de Sodio (NaOH) (J.T Baker, 98%, USA)
- Grenetina (Farmacia París, México)
- Peróxido de Benzoílo (Sigma-Aldrich, 97%, México)
- Benzofenona (2,2',4,4'-tetrahydroxy-benzophenone) (Sigma-Aldrich, 97%, México)
- Dióxido de Titanio (TiO₂) (RF-9400 González Cano y Compañía S.A de C.V, México)
- Óxido de Hierro (Fe₂O₃) (R-4511 González Cano y Compañía S.A de C.V, México)

Resinas Acrílicas.

- PMMA Experimental Autopolimerizable (Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O, UNAM).
- Resina Acrílica Comercial para reparación de prótesis Prothyl Repair (Zhermak, USA)

Equipo.

- Reactor de 1L con camisa de calentamiento
- Condensador de serpentín
- Varilla de vidrio
- Agitador de acero inoxidable
- Vaso de precipitado 250 mL
- Vaso de precipitado 100 mL
- Espátula para polvos
- Pipeta de 10 mL
- Embudo de plástico para polvos
- Embudo de plástico para líquidos
- Probeta de plástico
- Termómetro
- Muflas de bronce
- Desecador

Aparatos.

- Estufa de temperatura controlada (Felisa, México)
- Máquina universal de prueba para deflexión transversa (Mecmesin, Horsham, Inglaterra)
- Estufa de secado (Felisa, México)
- Balanza Analítica (Ohaus GA200, West Germany)
- Microscopio de luz (Ernst Leitz Wetzlar, Germany)
- Cámara fotográfica digital

Material.

- Discos de Lija 250 μm
- Discos de Lija 100 μm
- Sílica gel
- Yeso tipo IV (Velmix, Whip Mix, USA)
- Separador yeso-acrílico (Laboratorio de Materiales Dentales de la DEPEI, UNAM)

Recursos Humanos.

- Trenado Mendoza Mirelle pasante de Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dr. Federico Humberto Barceló Santana profesor de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dra. Laura Susana Acosta Torres profesor de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

Recursos Físicos.

- Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales del D.E.P.e.I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

X. MÉTODO

Síntesis de Poli Metil(metacrilato) Experimental.

Se colocó en el reactor una disolución de agua desionizada, pigmentos e hidróxido de sodio. Se agregó grenetina como agente de suspensión y metil metacrilato como monómero. Se utilizó peróxido de benzoilo como iniciador, el cual se agregó al aumentar la temperatura. La reacción se mantuvo en atmósfera de N_2 a 70 ± 2 °C durante 2 h (Figura 2).

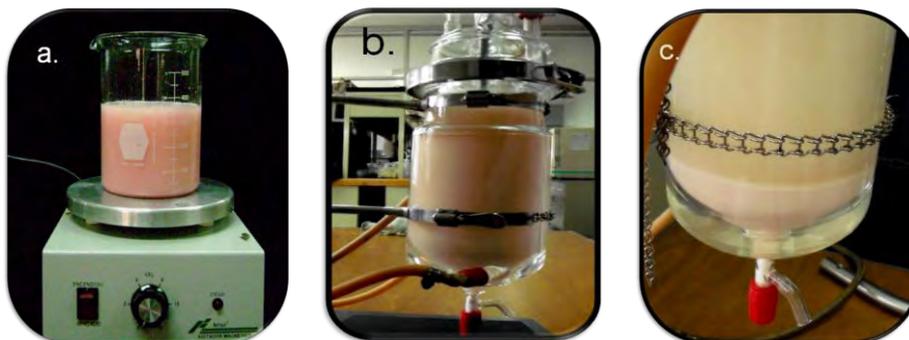


Figura 2. Mezcla de pigmentos en termoagitador (a). Síntesis de PMMA bajo la técnica de suspensión (b). Sedimentación de partículas (c).

Las partículas obtenidas de la síntesis se lavaron con agua desionizada y se dejaron secar en una estufa a 60 °C durante 24 h. Se tamizaron las partículas en malla 100 para separar las partículas. (Figura 3).

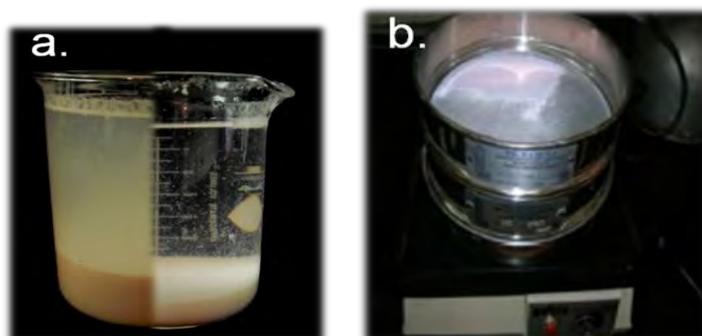


Figura 3. Lavado y sedimentación de partículas (a). Separación de partículas con malla 100 (b).

Preparación de muestras.

En base a las Norma No. 13 de ADA⁵² e ISO 1567⁵³ para resinas autopolimerizables de reparación de prótesis se realizaron las siguientes pruebas físicas.

- Sorción de agua, Solubilidad y Estabilidad de Color.

Se elaboraron 10 discos de 50 ± 1 mm de diámetro, 0.5 ± 0.05 mm de espesor de la resina acrílica a evaluar

- Deflexión transversa, Translucidez, Resistencia a la Flexión y Módulo Elástico.

Se elaboraron 10 muestras de 65 x 10 x 2.5 mm de la resina acrílica a evaluar.

- Porosidad por pérdida de peso.⁵⁴

Se elaboraron 10 muestras de 30 x 10 x 5 mm de la resina acrílica a evaluar.

Procesado de las muestras de resina autopolimerizable.

En relación 3:1 (polvo-liquido) como lo pide el fabricante se elaboraron diez muestras para cada prueba con:

- a. Resina acrílica comercial Prothyl Repair (Figura 4).



Figura 4. Acrílico autopolimerizable para reparación de prótesis. Prothyl Repair.

- b. PMMA polvo experimental mezclado con MMA + dimetil-p-toluidina (2.5 %), (Figura 5).



Figura 5. PMMA experimental (a). MMA y dimetil-p-toluidina (b).

Se prepararon muestras con las dimensiones indicadas para cada prueba de cada material. Se utilizaron muflas de bronce y yeso tipo IV en cuyo interior se encontrarán las huellas de las muestras a elaborar. Se vació el material sobre el molde de yeso y se colocó la contramufla, se prensó, se recortaron los excedentes y se dejó polimerizar (Figura 6).

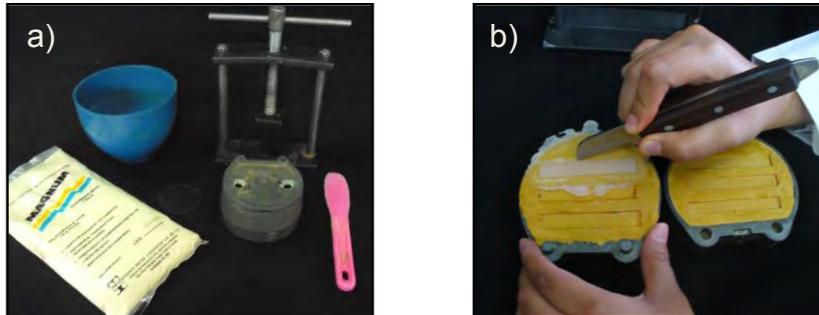


Figura 6. Material para enmuflar las muestras (a). Colocación del material para las muestras de deflexión, y eliminación de los excedentes (b).

XI. PRUEBAS FÍSICAS

En base a la Norma No. 13 de ADA⁵² e ISO 1567⁵³ para resinas autopolimerizables para reparación de prótesis se realizaron las siguientes pruebas.

- *SORCIÓN DE AGUA.*

Los discos se colocaron dentro de un desecador de vidrio conteniendo sílica gel por 24 h para eliminación del agua, luego se pesaron con una precisión de 0.2 mg. Este ciclo se repitió hasta que el peso perdido de cada disco no fue de más de 0.2 mg en cada periodo de 24 h (peso constante o masa acondicionada). Los discos se sumergieron en agua desionizada a 37 ± 1 °C por 7 días, después se sacaron del agua, se eliminó el agua de su superficie con una toalla de papel limpia hasta que estuvieron libres de humedad visible. Se colocaron en el aire por 15 s, y se pesaron (masa después de inmersión) (Figura 7).

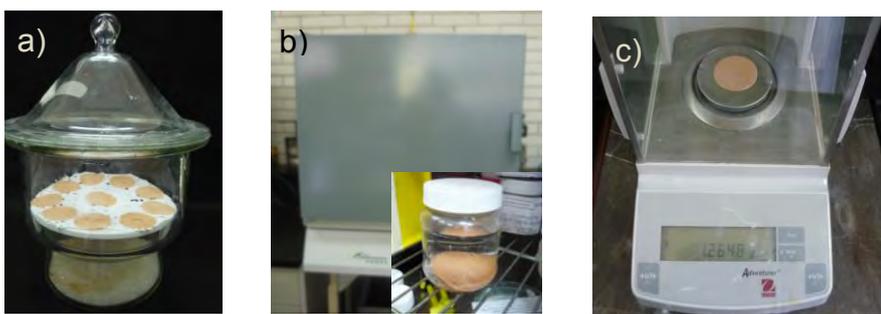


Figura 7. Colocación de discos en un desecador para promover la pérdida de agua durante la prueba (a). Muestras colocadas en una estufa con temperatura controlada a 37 °C durante 7 días (b). Muestras colocadas en la balanza analítica (c).

El valor de la sorción de agua se calculó para cada disco de la siguiente manera:

$$\frac{\text{masa después de la inmersión (mg)} - \text{masa acondicionada (mg)}}{\text{área de la muestra (cm}^2\text{)}} = \text{sorción de agua (mg/cm}^2\text{)}$$

El promedio para los valores determinados para los discos se registró con una precisión de 0.01 mg/cm²

El valor final, se redondeo al valor más cercano a 0.01 mg/cm²

La norma No. 13 de ADA exige un valor máximo de sorción de agua de 0.8 mg/cm².

- *SOLUBILIDAD.*

Después de pesar las muestras en la prueba de sorción, se reacondicionaron para obtener peso constante de la misma manera que se realizó para la prueba de sorción de agua (masa reacondicionada) (Figura 8).

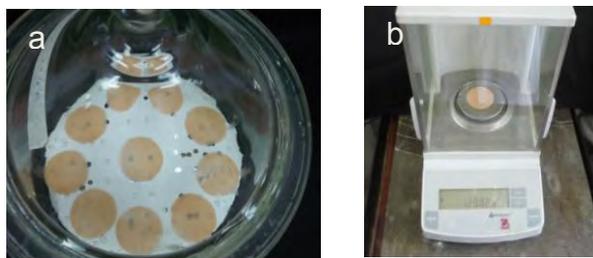


Figura 8. Muestras colocadas en un desecador para promover la pérdida de agua (a). Muestra en la balanza analítica para registro de la pérdida de peso (a).

El valor constante de solubilidad se calculó para cada disco de la manera siguiente:

$$\text{masa acondicionada (mg)} - \text{masa reacondicionada (mg)} / \text{área de la muestra (cm}^2\text{)} = \text{solubilidad (mg/cm}^2\text{)}$$

El valor final se redondeo lo más cercano a 0.01 mg/cm²

La norma No.13 de ADA exige, un valor máximo de solubilidad de 0.04 mg/cm².

- *ESTABILIDAD DE COLOR.*

Se utilizaron las muestras de sorción de agua, cada disco se colocó en un sobre de papel aluminio cerrado a excepción de una abertura en forma de letra E que fue expuesta a radiación UV de 275 W. Las muestras se colocaron en una mesa giratoria a 33 rpm durante 24 h a una temperatura constante de 37 ± 5 °C. La muestra se observó por no más de dos segundos a una distancia de aproximadamente 60 cm y un ángulo de 90°. Si la forma de la letra se puede identificar por el observador en el tiempo de visión asignado el cambio se considera fácilmente perceptible y la muestra es rechazada (Figura 9).



Figura 9. Muestra en un sobre de papel aluminio (a). Cámara de Envejecimiento Acelerado a 35 °C (b). Muestras en una mesa giratoria expuestas a luz UV (c).

- *TRANSLUCIDEZ.*

Se colocó un disco de metal de 10 mm de diámetro sobre la muestra, a 50 cm de distancia de un bulbo de luz eléctrica de 40 W y se observó si se forma una sombra a través de la placa de la muestra (Figura 10).

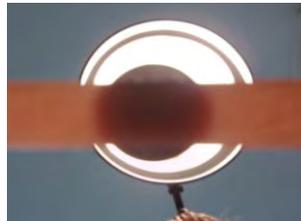


Figura 10. Muestra de translucidez.

- *DEFLEXIÓN TRANSVERSA.*

Las muestras se almacenaron en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 h inmediatamente antes de la prueba. Cada muestra se montó en un calibrador, capaz de aplicar carga, y equipado con un aparato de medición de deflexión con un rango de 0.01 mm desde el centro de la muestra.

La punta de la carga y los dos soportes tienen superficies cilíndricas altamente pulidas con un diámetro de 3.2 mm y se encuentran paralelas entre sí. La distancia entre los centros de soporte fue de 50 ± 0.025 mm, la punta de la carga estuvo a la mitad de los soportes de 25 mm.

Las muestras se mantuvieron en agua durante la prueba. Una carga inicial de 14.71 N se colocó sobre la muestra y cada incremento de 4.90 N, se agregó a una velocidad constante durante los últimos 30 segundos de cada minuto hasta la fractura de la muestra (Figura 11).

Las diferencias entre la deflexión de la carga inicial y la carga especificada se tomaron como la deflexión de la muestra.

Las deflexiones registradas se reportaron con una precisión de 0.1 mm.

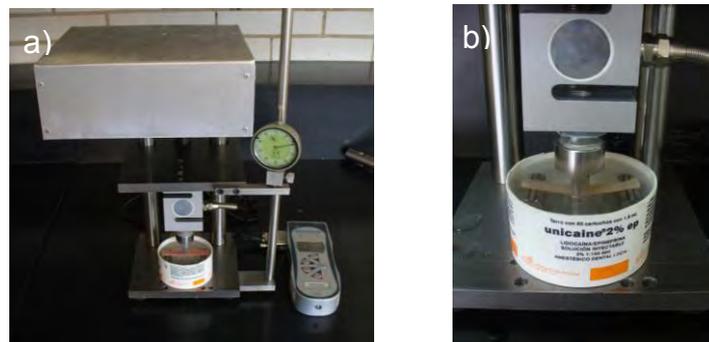


Figura 11. Máquina Universal Mecmesin para la prueba de deflexión transversa (a). Muestra sumergida en agua desionizada durante la

La deflexión de las muestras sometidas a esta prueba deberá cumplir con los valores que la norma No. 13 de ADA (Tabla 1).

Tabla 1. Valores de la Norma No. 13 de ADA para la prueba de deflexión transversa.

Incremento de cargas		Deflexión en mm
N	g	Max
14.7 - 24.4	1,500 - 2,500	1.5
14.7 - 39.2	1,500 - 4,000	4.5

- *RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.*

La resistencia a la flexión se calculó utilizando la siguiente ecuación:

$$S = 3FL/4bd^2$$

Donde:

F= carga máxima aplicada

L= distancia entre los soportes (50 mm)

b= ancho de la muestra (10 mm)

d= espesor de la muestra (2.5 mm)

ISO 1567 especifica un valor mínimo de resistencia a la flexión de 60 MPa.

- *MÓDULO ELÁSTICO.*

El módulo elástico se calculó siguiendo la siguiente ecuación:

$$E = FL^3 / 4abh^3$$

Donde:

a= deflexión correspondiente a la carga F(N)

L= distancia entre los soportes (50 mm)

b= ancho de la muestra (10 mm)

h= espesor de la muestra (2.5 mm)

ISO 1567 especifica una valor mínimo de módulo elástico de 1.5 GPa.

- *POROSIDAD.*⁵⁴

Las muestras se pesaron y se registró el valor como peso inicial. Las muestras se colocaron en un desecador sílica gel y cada 24 h se pesaron hasta que la diferencia en peso no fue mayor a 0.0005 g de un día a otro (Figura 12).

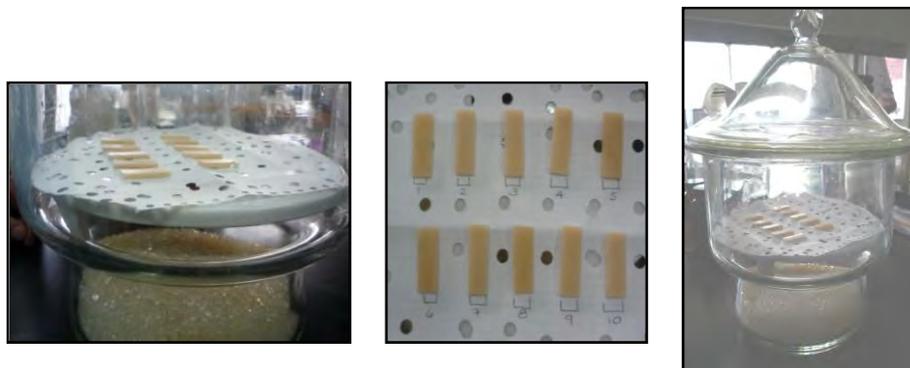


Figura 12. Muestras de porosidad en el desecador con sílica gel.

Cuando se obtuvo el peso constante se registró como W_a . Cada muestra se midió para calcular su volumen (V_{sp}). Con la siguiente ecuación se calculó el volumen de porosidad interna de la muestra (V_{ip}).

$$W_a = (d_r - d_a)(V_{sp} - V_{ip})$$

Donde=

W_a = muestra pesada en aire (g)

d_r = densidad de la resina acrílica (1.198 g/cm³)

d_a = densidad del aire a las condiciones de la Ciudad de México (T = 21 °C, 585 mmHg) (0.00123 g/cm³)

V_{sp} = Volumen de la muestra (cm³)

V_{ip} = Volumen de porosidad interna (cm³)

Una vez calculado el volumen de porosidad interna se aplicó la siguiente fórmula para obtener el porcentaje de poros por muestra.⁵⁴

$$\% \text{ poros} = V_{ip} / V_{sp}$$

Se aplicó ANOVA de Una Vía ($p < 0.05$) y Tukey Test en las pruebas de sorción de agua, solubilidad, deflexión transversa, módulo elástico, resistencia a la flexión y porosidad.

XII. RESULTADOS

Como producto de la síntesis en suspensión se obtuvieron partículas de forma esférica y tamaños menores a 100 μm , (Figura 13).

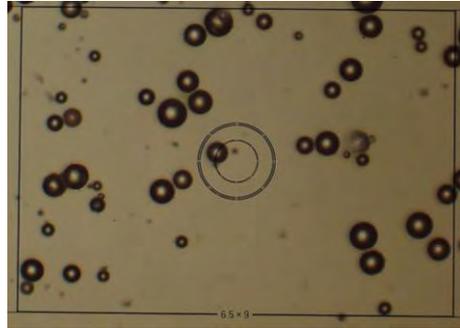


Figura 13. Partículas esféricas bien delimitadas del PMMA experimental. Microscopio Óptico.

- *Sorción de Agua.*

La resina acrílica autopolimerizable para reparación de prótesis que se sintetizó experimentalmente presentó menor sorción de agua en comparación con la resina Prothyl Repair, existiendo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$). Sin embargo, ambas resinas no cumplen con el valor máximo de sorción de agua especificado por la norma No. 13 de ADA (Figura 14, Tabla 2).

Tabla 2. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de sorción de agua.

Resina Acrílica	Sorción de Agua (mg/cm^2)
PMMA Exp	0.92 ± 0.17
Prothyl Repair	1.30 ± 0.24
Norma No. 13 ADA	Máximo 0.8

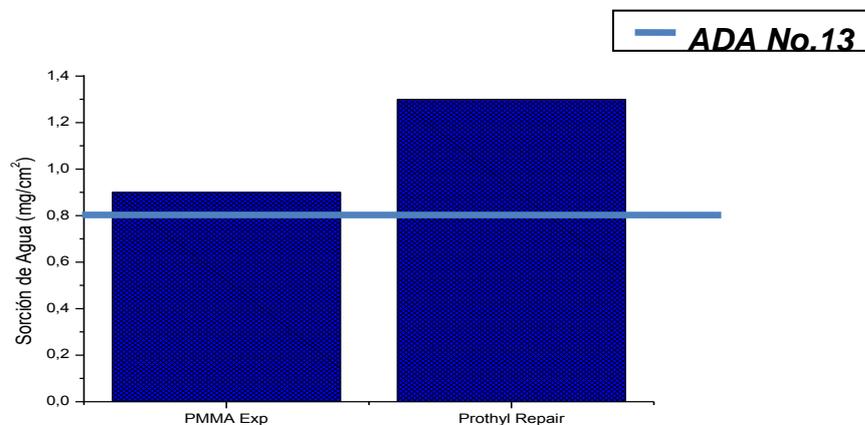


Figura 14. Valores obtenidos de las resinas acrílicas evaluadas.

- **Solubilidad.**

El acrílico autopolimerizable experimental resultó ser menos soluble en comparación con el acrílico Prothyl Repair. Ambos acrílicos presentaron valores de solubilidad por debajo del valor máximo requerido por la norma No. 13 de ADA (Figura 15, Tabla 3). No existió diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$) en los valores de esta prueba.

Tabla 3. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de solubilidad.

PMMA Exp	-1.23 ± 0.19
Prothyl Repair	-1.29 ± 0.25
Norma No. 13 ADA	Máximo 0.04

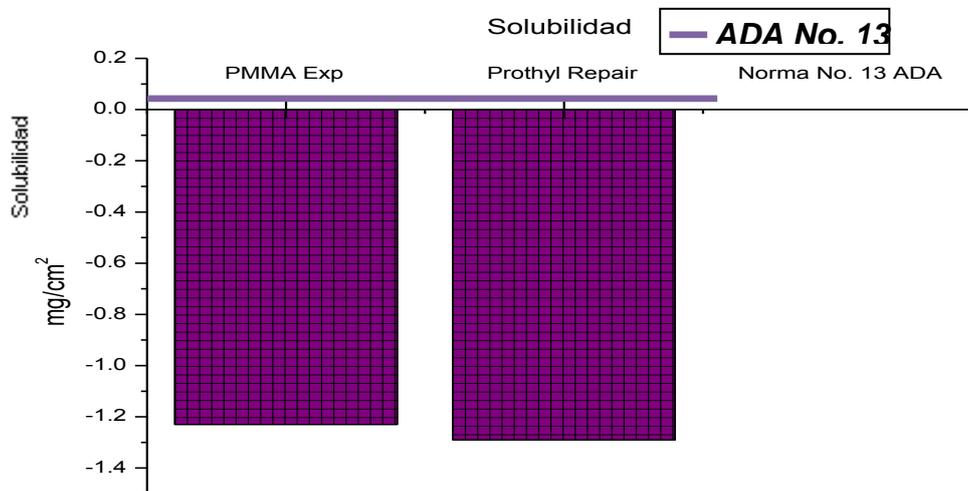


Figura 15. Valores obtenidos de las resinas acrílicas

- **Deflexión Transversa.**

El acrílico autopolimerizable experimental presentó mayor deflexión al aplicar 24 y 39 N, existiendo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) en ambos grupos. Las dos resinas acrílicas cumplen con lo que requiere la Norma No. 13 de ADA. (Figura 16 y Tabla 4).

Tabla 4. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de deflexión transversa.

Resina Acrílica	Deflexión Transversa 24 N (mm)	Deflexión Transversa 39 N (mm)
PMMA Exp	0.99 ± 0.08	2.43 ± 0.3
Prothyl Repair	0.58 ± 0.1	1.98 ± 0.4
Norma No. 13 ADA	Máximo 1.5	Máximo 4.5

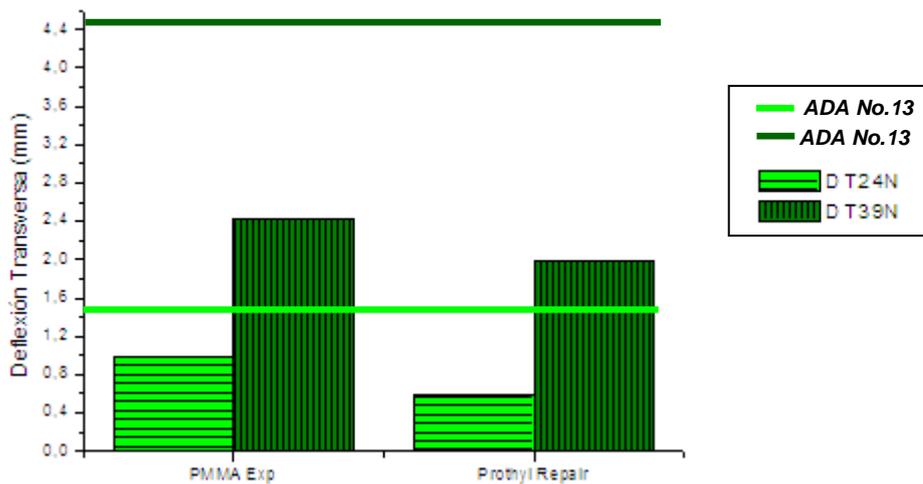


Figura 16. Valores obtenidos de las resinas

Módulo Elástico.

Los resultados indican que el acrílico experimental presentó menor flexibilidad que el acrílico autopolimerizable comercial para reparación, obteniendo ambos grupos resultados por arriba de lo que especifica la Norma ISO 1567 (Figura 17, Tabla 5). No existió diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$) en esta prueba.

Tabla 5. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de módulo elástico.

Resina Acrílica	Módulo Elástico (GPa)
PMMA Exp	2.29 ± 0.5
Prothyl Repair	1.92 ± 1.16
Norma ISO 1567	Mínimo 1.5

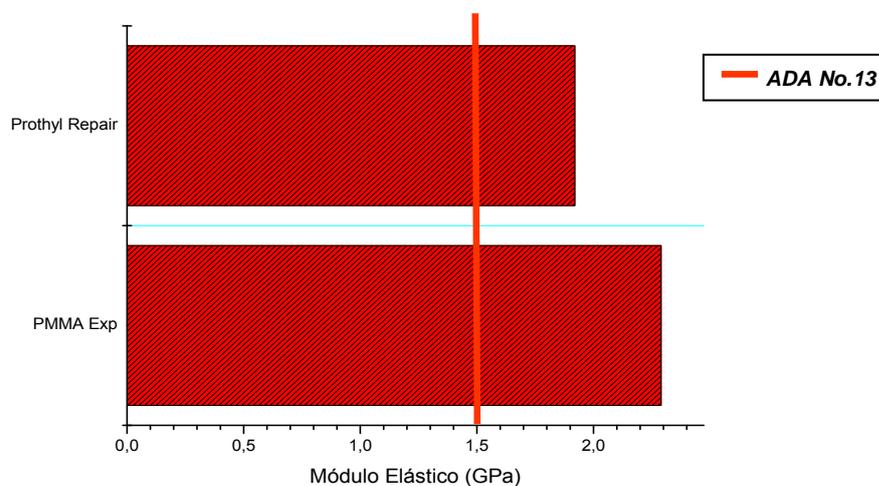


Figura 17. Valores obtenidos de las resinas

- *Resistencia a la Flexión.*

El acrílico autopolimerizable experimental no cumple con lo requerido por la Norma ISO 1567, mientras que el acrílico autopolimerizable comercial cumple con el mínimo requerido por la misma, existiendo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) (Figura 18, Tabla 6).

Tabla 6. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de resistencia a la flexión.

Resina Acrílica	Resistencia a la Flexión (MPa)
PMMA Exp	51.7 ± 3
Prothyl Repair	60.6 ± 6
Norma ISO 1567	Mínimo 60

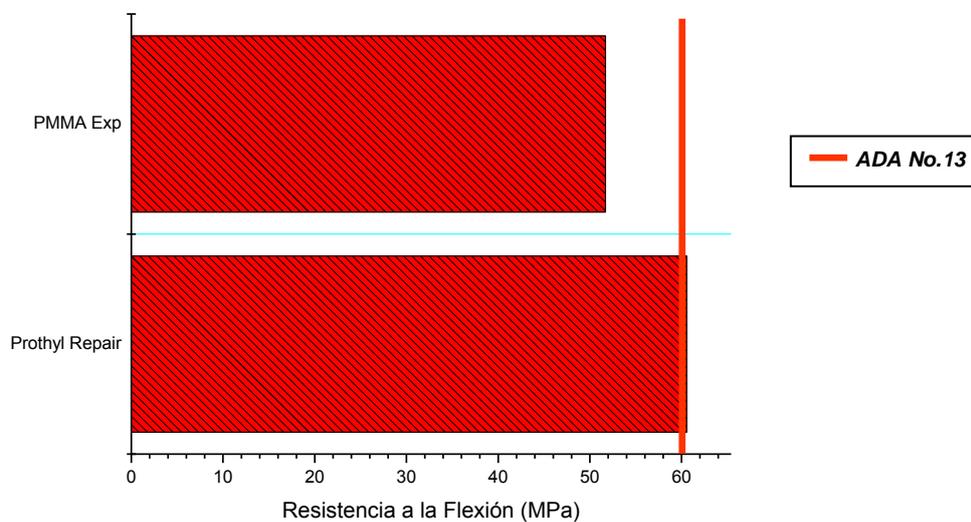


Figura 18. Valores obtenidos de las resinas evaluadas.

- *Porosidad*

El acrílico autopolimerizable experimental presenta mayor porosidad que el acrílico comercial. Ambos grupos cumplen con lo mencionado por Compagnoni et al.⁵⁴ (Figura 19 y Tabla 7). No existió diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$) en esta prueba.

Tabla 7. Valores promedio y desviación estándar de los resultados obtenidos en la prueba de porosidad por pérdida de peso.

Resina Acrílica	Porosidad (%)
PMMA Exp	2.8 ± 0.7
Prothyl Repair	2.1 ± 0.9
Máximo	10

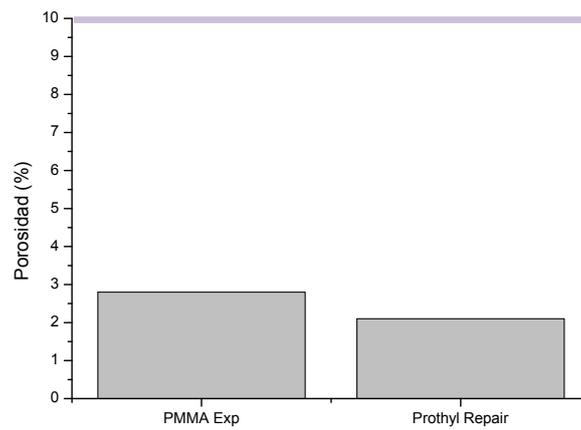


Figura 19. Valores obtenidos de las resinas evaluadas.

- *Translucidez y Estabilidad de Color*

El acrílico autopolimerizable experimental es más translúcido y presenta mayor estabilidad de color en comparación con el acrílico comercial (Figura 20).



Figura 20. Comparación de una muestra de PMMA experimental con resinas acrílicas comerciales

XIII. DISCUSIÓN

La síntesis de PMMA se realizó mediante la técnica de polimerización en suspensión siguiendo la formulación reportada en estudios previos.^{32, 40} Se agregaron partículas de dióxido de titanio (TiO_2) y óxido de hierro (Fe_2O_3) como pigmentos para simular el color de la encía, también se utilizó benzofenona como estabilizador contra la degradación de la luz UV y evitar el cambio de color del material a través del tiempo. En el presente estudio se utilizó grenetina como agente de suspensión y se aumentó la velocidad de agitación a 900 rpm en comparación con las 600 rpm reportadas, con el fin de disminuir el tamaño de la partícula,³² con esta velocidad de agitación se obtuvo un polvo fino con forma esférica. El producto obtenido se tamizó en malla 100 para separar las partículas que se utilizaron para la realización de las pruebas.¹³

Diversos estudios muestran que el acrílico autopolimerizable para reparación de prótesis presenta ventajas sobre los acrílicos termopolimerizables. Stipho et al.²⁹ menciona que los acrílicos fotopolimerizables presentan mayor ajuste y mas fuerza de unión que los acrílicos termopolimerizable, sin embargo Vallitu et al.⁵⁵ afirma que con el paso del tiempo el acrílico fotopolimerizable sufre contracción por lo cual se considera que a largo plazo los mejores resultados se obtienen con el acrílico autopolimerizable. Debido a lo anterior, en el presente estudio se decidió sintetizar una resina acrílica autopolimerizable para reparación prótesis y evaluar sus características.

De acuerdo a los condiciones de prueba que exigen las normas internacionales ADA No. 13 e ISO 1567 para la resina acrílica autopolimerizable se realizaron las pruebas de sorción de agua, solubilidad, deflexión transversa, módulo elástico, resistencia a la fléxió y porosidad.

Bajo esta metodología el PMMA experimental autopolimerizable y Prothyl Repair no cumplen con lo que exige la norma No.13 de ADA⁵² para la prueba de sorción de agua, observando una diferencia mínima (Experimental: 0.9 mg/cm^2 , comercial: 1.30 mg/cm^2 y ADA no.13: 0.8 mg/cm^2); esta sorción de agua afecta las propiedades mecánicas y la estabilidad dimensional de la prótesis, por lo que son deseables las prótesis con nula sorción de agua.³³ Los valores reportados por Debby et al.⁹ concuerdan con nuestros valores (Ac. Auto. 0.96 mg/cm^2) debido a que el poli(metil metacrilato) absorbe pequeñas cantidades de agua cuando se coloca en medio acuoso, se estima que la resina acrílica se expande de manera lineal al 0.23 % por cada 1 % de aumento de peso por agua absorbida, factor que no se realizó en nuestro trabajo por tal motivo se proponen valoraciones con diferentes proporciones de iniciador o monómero incluidos en la molécula de PMMA sintetizada y ver su influencia en la sorción de agua.

Los datos obtenidos en prueba de solubilidad del PMMA experimental y Prothyl Repair son menores de 0.04 mg/cm^2 , ambos grupos concuerdan con el valor especificado por la norma No. 13 de ADA,⁵² lo cual es una ventaja para ambos materiales, debido a que el valor de solubilidad en las resinas acrílicas representa en parte, la cantidad de componentes hidrosolubles y la presencia de monómero sin reaccionar el cual puede ocasionar irritación de los tejidos blandos.⁵⁶ Las resinas acrílicas son insolubles en los fluidos bucales, sin

embargo, son solubles en muchos solventes orgánicos de manera que, aunque no se disuelven durante el uso normal hay que evitar el contacto con solventes cuando se limpien o guarden.

De acuerdo con las pruebas realizadas por Compagnoni et al.⁵⁴ quien menciona el método para evaluar la porosidad en resinas acrílicas para uso en la elaboración de prótesis, metodología que se utilizó en este estudio, nuestros resultados en el PMMA experimental y Prothyl presentaron valores de porosidad menores de 3 %, los resultados son similares a los del acrílico termopolimerizable bajo la técnica convencional (Lucitone 199, 2.9 %), y mejores que el acrílico termopolimerizable bajo la técnica de microondas (Acron 4.8 %), reportados por Compagnoni⁵⁴ lo cual representan un dato favorable, debido a que si el porcentaje de porosidad fuese mayor al 10 %, podría disminuir las propiedades mecánicas además de incrementar la retención de fluidos y microorganismos factores mencionados por el mismo autor.

En el caso de la prueba de deflexión transversa el PMMA experimental y Prothyl Repair cumplen con lo que especifica la Norma No. 13 de ADA⁵² Un estudio realizado por Lewinstein et al.¹⁵ reporta los valores de deflexión transversa en muestras de resina acrílica de reparación fotopolimerizable que presenta una deflexión transversa a 24 N de 1.3 mm, y a 39 N de 2.67 mm, en el caso de los acrílicos autopolimerizables la deflexión transversa reportada fue a 24 N de 0.71 mm y 39 N de 2.28 mm, comparados con nuestro estudio el acrílico autopolimerizable experimental y Prothyl Repair presenta resultados similares (PMMA Exp a 24 N de 0.99 mm y 39 N de 2.43 mm y Prothyl Repair a 24 N de 0.58 mm y 39 N a 1.98 mm). Otro dato interesante obtenido por Ward et al.²⁸ reporta los resultados de deflexión transversa de las resinas termopolimerizables (24N de 0.63 mm) y autopolimerizables (24 N de 0.77 mm) con una diferencia mínima, comparados con nuestros resultados el acrílico autopolimerizable experimental presenta buenas propiedades ya que cumple con los valores de la norma y se encuentra en el rango de los datos reportados por estos autores. Curtis et al.⁵¹ reportó que el acrílico autopolimerizable es más eficaz por ser más fluido y penetra en el PMMA.

En el presente estudio el PMMA experimental y Prothyl Repair cumplen con lo que exige la Norma ISO 1567⁵³ para la prueba de módulo elástico. Prueba no contemplada en la norma No. 13 de ADA. Estos valores concuerdan con los datos de la literatura, Phillips que señala que las resinas autopolimerizables y termopolimerizables muestran un módulo elástico semejante. En nuestro estudio el PMMA experimental reportó menor flexibilidad que el acrílico autopolimerizable comercial ya que estos valores en la prueba de deflexión transversa a 24N y 49N son mayores que el acrílico comercial.

Si bien los resultados de resistencia a la flexión del acrílico autopolimerizable experimental no cumple con lo que exige la Norma ISO 1567,⁵³ este acrílico fue trabajado sin la adición de fibras. Un estudio previo se realizó utilizando una variante de la síntesis de PMMA como se reporta en el presente trabajo, y arrojó valores favorables en la mejora de la resistencia a la flexión de las resinas acrílicas para bases de dentaduras, al agregar fibras de vidrio, polietileno y flock a la resina experimental sin fibras.⁵⁷ Para lo que se propone el agregado de estas fibras al acrílico experimental, con lo que se espera que

se supere este valor. Ya que diversos estudios muestran que el acrílico autopolimerizable con fibras presenta una resistencia a la flexión comparable con la resina termopolimerizable con fibras, Nunes et al.¹⁸ reporta el valor de la resina autopolimerizable con fibras de 70 MPa, mientras que el valor de la resina termopolimerizable con fibras bajo la técnica convencional es de 75 MPa. Otro estudio realizado por Clancy et al.⁵⁸ compara la resistencia a la flexión de tres materiales para reparación de prótesis, resinas termopolimerizables con fibras, autopolimerizables con fibras y fotopolimerizables sin fibras, los resultados muestran que el mejor resultado es del acrílico termopolimerizable (78 MPa), seguido por los acrílicos autopolimerizables de (65 MPa), mientras que las resinas fotopolimerizables muestran poca resistencia a la flexión (47 MPa).

Polyzoins et al.⁵⁰ y Minami et al.⁴⁹ reportan que la fuerza de unión en la reparación es importante para la durabilidad de la reparación de la prótesis, demostrando que entre las resinas acrílicas termopolimerizables y autopolimerizables existen valores similares. Se espera que la resina acrílica autopolimerizable experimental y la resina comercial valoradas en este trabajo presenten el mismo comportamiento en la fuerza de unión en base a que se obtuvieron valores dentro de las exigencias de la norma.

XIV. CONCLUSIONES

Bajo la metodología en que se realizó la síntesis del acrílico autopolimerizable para reparación de prótesis en este estudio se obtuvo una resina experimental con valores de solubilidad, deflexión transversa, módulo elástico, translucidez, estabilidad de color y porosidad de acuerdo a la Norma no. 13 de la ADA e ISO 1567.

La prueba de sorción de agua y resistencia a la flexión no estuvieron de acuerdo a lo que exige la norma. En comparación con el acrílico comercial el acrílico experimental reportó mejores valores.

XV. REFERENCIAS

1. Reisbick MH, Gardner AF. Materiales Dentales en Odontología Clínica. 18ª ed. México, Editorial El manual moderno;1985.p.285-299.
2. Combe EC. Materiales Poliméricos para Bases de Prótesis. Materiales Dentales. 18ª ed. Barcelona, España. Editorial Labor;1990.p.245-256.
3. Cova JL. Biomateriales Dentales. 4ª ed. Colombia. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana. 2004.p.313-325.
4. Craig RG, Peyton FA. Restoration Dental Materilas. 9ª ed. St Louis. Editorial Mosby; 1993.p.127-131.
5. Rueggeberg, Frederick A. From vulcanite to vinyl, a history of resin in restorative dentistry. J Prosthet Dent 2002;87:364-79.
6. Machado C, Sánchez E, Shereen SA. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. J. Dent 2007;35:930-3.
7. Cowie JMG, Arrighi V. Polymers: Chemistry and Physics of Modern Materials. 3ª ed. Reino Unido. Editorial Press;1993.p.12-32.
8. Nunes RR, Powers JM. Efficacy of conventional and experimental techniques for denture repair. J Oral Rehabi 2004;31:1130-1138.
9. Debby MS. Wong BDS. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic dentures. J Prosthet Dent. 2000;81:300-304.
10. Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual Methyl Methacrylate Monomer, Water Sorption, and Water Solubility of Hypoallergenic Denture Base Materials. J Prosthet Dent 2004;92:72-8.
11. Guzmán A. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 3ª ed. Colombia. Cat Editores;1990.p.170-180.
12. Vega J. Polímeros Acrílicos en odontología, Materiales Dentales en Odontología. 1ª ed. México. Ediciones Avances Médico Dentales;1996.p.273-90.
13. Ozawa DJY. Prosdoncia Total. 5ª ed. México. UNAM, Facultad de Odontología;1984.p.40-52.
14. Barceló SFH, Palma CJM. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. 2ª ed. México. Editorial Trillas;2004.p.223-32.

15. Lewinstein I, Zeltser C. Transverse bond Strength of Repaired Acrylic Resin Strips and Temperature Rise of Dentures Relined with VLC Reline Resin. *J Prosthet Dent*. 1995;74:392-9.
16. Secretaria de Salud. Programa Nacional de Salud 2002. Editorial de la Secretaria de Salud, México;2002.
17. Sharry J. *Prostodoncia Total*. 2ª ed. Editorial Toray. Barcelona, España;1982.p.323.333.
18. Nunes RR, Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, and conventional heat-polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 2004;92:79-82.
19. Andreopoulos AG, Polyzoins GL. Repair of Denture Base Resins using Vivible Ligth.Cured Materials. *J Prosthet Dent* 1994;72:462-468.
20. Robinson JG, McCabe JF. Impact Strength of Acrylic Resin Denture Base Materials with Surface Defects. *Dent Mater* 1993;9:355-360.
21. Zappini G, Kammann A. Comparision of fracture test of denture base materials. *J Prosthet Dent* 2003;90:578-85.
22. Beyli MS, Von Fraunhofer JA. An Analysis of causes of fracture of Acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent*. 1981;46:238-24.
23. Faot F, Almeida-Costa M, Cury A. Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *J of Prosthet Dent* 2006;93:367-73.
24. Minami H, Suzuki S, Kurachige H. Flexural strengths of denture Base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthodont* 2005;14:12-18.
25. Winkler S. *Prostodoncia Total*. 3ª ed. México. Editorial Limusa;1993.p.437-46
26. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent* 1985;54:75-8.
27. Stipho HD. Effectiveness and durability of repaired acrylic resin joints. *J Prosthet Dent* 1987;58:549-53.
28. Ward JE, Moon PC, Effect of Repair Surface Desing, Repair Material, and Processing Method on the Transverse Strength of Repaired Acrylic Denture Resin. *J Prosthet Dent*. 1992;67:815-20.
29. Stipho HD, Talic YF. Repair of Denture Base Resin with Visible Light-Polymerized Reline Material: Effect and Tensile Bond Strengths. *J Prosthet Dent*. 2001;86:143-8.

30. Bernard GN, Smith PS. Utilización clínica de los Materiales Dentales. 2ª ed. Barcelona. Editorial Masson 1996.p.231-235.
31. Moreyra BLE, Ledesma MP. Acrílicos Autopolimerizables. Editorial Mundi . 1ª ed. España;1959.p.214-22.
32. Acosta-Torres LS, Barceló-Santana FH, Álvarez-Gayosso CA. Synthesis and characterization of poly(methyl methacrylate) polymerized by microwave energy or conventional water bath. J Appl Polym Sci 2008;109:3953-60.
33. Anusavince KJ, Phillips RW. Ciencia de los Materiales Dentales. Elsevier, España; 2001.
34. Morrison RT, Boyd RN. Química Orgánica. Pearson Education; 2000.p.330.
35. Meng TR, Latta MA. Physical properties of four acrylic base resins. J of Contemporary Dental Practice 2005,6:1-5.
36. <http://www.textoscientificos.com/polimeros/polimerización>.
37. Liao Y, Wang Q, Xian H, Xu X, Baxter SM. J Polym. Sci.-A Polym. Chem.2001;39:3356-64.
38. Vivaldo-Lima E, Wood PE. An undated review in suspensión polymerization. In Eng Chem Res 1997;36:939-65.
39. Billemeier F. Ciencia de los polímeros. Reverté, Barcelona;2004.p. 240-5.
40. Rios M, Urbina de Navarro C, Micarelle MT. Optimización de las propiedades mecánicas de cementos dentales empleado PMMA obtenido a partir de AIBN nacional. REVELE 1999;14:99-104.
41. Arshady R, Desk. Reference of functional polymers syntheses and applications; American Chemical Society: Washington, DC, 1996.
42. Arriaga E. Materiales dentales, resinas acrílicas. (online) 2005.
43. O'Brien William. Materiales Dentales. Ed Médica Panamericana, Buenos Aires; 1986.p. 66-8.
44. Ledesma SA. Atlas de Materiales Compuestos de Última Generación. 1ª ed. México. Editorial Prado;2007.p.174-96.
45. Echeverría P, Roldán M. Rehabilitación del paciente edentado. Editorial Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia; 1997.

46. Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE. *Prostodoncia total de Boucher*. Nueva Editorial Interamericana. D.F, México;1994.
47. Shen C, Colaizzi F. Strength of Denture Repairs as Influenced by Surface treatments. *J Prosthet Dent*. 1984;52:844-48.
48. Stipho HD. Effect of Glass Fiber Reinforcement on some Mechanical Properties of Autopolymerizing Polymethyl Methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998;79:580-4.
49. Minami H, Suzuki S. In Vitro Evaluation of the Influence of Repairing Condition of Denture Base Resin on the Bonding of Autopolymerizing resin. *J Prosthet Dent* 2004;91:164-70.
50. Polyzoids GL, Handley RW, Stranford GD. Repair Strength of denture base resins using various methods. *J Prosthodont Restor Dent* 1995;3:183.
51. Curtis DA, Eggleston TL. Shear bond strength of visible-light-cured resin relative to heat-cured resin. *Dent Mater* 1989;5:314-8.
52. Revised American Dental Association Specification No. 13 For Denture cold-curing Repair Resin. *Reports of Councils and Boreaus/JADA* 1981; 96-111.
53. ISO 1567. *Dentistry - Denture Base Organization for Standarization*; 1999.
54. Compagnoni MA, Barbosa DB, Souza RF. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent* 2004;91:281-15.
55. Vallittu PK, Lassila VP. Wetting the Repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 1994;72:639-43.
56. Ristic B, Carr L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. *J Prosthet Dent* 1987;58:689-693.
57. Plata Rodríguez ME. *Comportamiento físico-mecánico de una resina acrílica experimental reforzada con fibras*. Facultad de Odontología, UNAM. Tesis: Licenciatura. 2009.
58. Clancy JMS, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured and autopolymerizing denture resin to denture teeth. *J Prosthet dent* 1990;61:457-62.

