



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y
MECÁNICAS DE TRES RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE
DE DENTADURAS POLIMERIZADAS EN BAÑO DE AGUA Y
CON MICROONDAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

LUIS RAMIRO SÁNCHEZ FLORES

TUTOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

ASESORA: DRA. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES



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.

*A todos aquellos dentistas y técnicos dentales que con su trabajo,
devuelven una sonrisa y alegría a las personas.*



AGRADECIMIENTOS.

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A la Facultad de Odontología de la UNAM.

Al DR. Carlos A. Álvarez Gayosso, por la dirección de este proyecto, por su paciencia, confianza y respaldo absoluto a cada una de mis decisiones.

A la DRA. Laura Susana Acosta Torres, por su valiosa contribución al compartir conocimientos y aportar ideas para mejorar este proyecto.

A la C.D. Teresa Baeza Kingston y a los alumnos de servicio social por su apoyo en la realización de las pruebas de porosidad, resistencia a la flexión, sorción en agua y solubilidad; todos ellos personal del Laboratorio de Biomateriales Dentales de la División de estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

A mis sinodales y revisores por apoyarme y contribuir en mi formación académica, por sus observaciones y comentarios a este trabajo.

Al programa de Becas para Titulación Egresados de Alto Rendimiento de la DGOAE.

AGRADECIMIENTOS.

A mis padres Lilia Susana Flores Luna y Víctor Manuel Sánchez Solares por su apoyo incondicional en la consecución de cada una de mis metas.

A mis hermanos: Víctor, Jazmín, Susana y Cinthya por su acompañamiento, ejemplo y compañía.

Al Dr. Amador Zenteno Ochoa por inspirar mi vocación e impulsar a través de su confianza y acompañamiento, mis primeros pasos en la profesión odontológica.

Al Dr. Abraham García Ornelas por su gran labor como tutor que me permitió concluir con éxito mi estancia en la institución.

Marcos García Marcial, coordinador de la biblioteca FO UNAM, por su amistad y lecciones de vida que fortalecieron mi vocación y desarrollo profesional.

A mis amigos Ángela Cadena, Libertad Reyes, Gerardo Valencia, Elizabeth Rosas, Silvia Munguía, Lizet Molina, Cuauhtémoc Luna, Catherin Huehpa, Sandra Limón, Benjamín Robles, Viridiana García, Salvador Ángeles, Dra. Erika Reyes y Dra. Karen Zenteno quienes colaboraron en el desarrollo de esta investigación.

A mis entrañables compañeros y amigos con quien compartí de manera cotidiana mi formación profesional y desarrollo personal.

A los pacientes que depositaron su confianza en mí, contribuyendo en mi formación profesional.

ÍNDICE

11	RESUMEN
11	PALABRAS CLAVE
12	INTRODUCCIÓN
CAPÍTULO 1	
14	1. MARCO TEÓRICO
14	1.1. MATERIALES EMPLEADOS PARA BASES DE DENTADURAS
14	1.2. POLÍMEROS
15	1.2.1. RAMIFICACIÓN Y ENTRECruzAMIENTO DE CADENA
15	1.2.2. TIPOS DE POLÍMEROS
15	1.3. POLIMERIZACIÓN
16	1.3.1. ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN
16	1.3.2. CLASIFICACIÓN DE REACCIONES
16	1.3.3. MECANISMOS DE POLIMERIZACIÓN
17	1.3.3.1. POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN
17	1.3.3.2. POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN
17	1.3.4. INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN
18	1.4. RESINAS ACRÍLICAS
18	1.4.1. MARCO HISTÓRICO
19	1.4.2. USOS EN ODONTOLOGÍA
19	1.4.3. CLASIFICACIÓN



- 19 1.4.4. RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES
PARA BASES DE DENTADURAS
- 20 1.4.4.1. MONÓMERO DE METACRILATO DE METILO
- 21 1.4.5. COMPONENTES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS
TERMOPOLIMERIZABLES
- 22 1.4.5.1. VENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS
TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE
DENTADURAS
- 22 1.4.5.2. DESVENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS
TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE
DENTADURAS
- 22 1.4.6. RIGIDEZ Y RESISTENCIA
- 22 1.4.7. LAS RESINAS ACRÍLICAS PRESENTACION Y
FASES
- 23 1.5. PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS
- 23 1.5.1. PROPIEDADES BIOLÓGICAS
- 23 1.5.2. PROPIEDADES MECÁNICAS
- 23 1.5.3. PROPIEDADES FÍSICAS
- 24 1.6. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN REALIZADAS EN
ESTA INVESTIGACIÓN
- 24 1.6.1. POLIMERIZACIÓN CON BAÑO DE AGUA
- 24 1.6.2. POLIMERIZACIÓN CON MICROONDAS
- 25 1.7. PRUEBAS PARA EVALUAR LAS PROPIEDADES
FÍSICAS Y MECANICAS SEGÚN LA NORMA NO.1567 DE
ISO
- 25 1.7.1. NORMA ISO
- 25 1.7.2. SORCIÓN EN AGUA



25	1.7.3. SOLUBILIDAD
26	1.7.4. ESTABILIDAD DE COLOR
26	1.7.5. POROSIDAD
27	1.7.6. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO ELÁSTICO
28	1.8. ANTECEDENTES

CAPÍTULO 2

30	2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA
31	2.2. JUSTIFICACIÓN
32	2.3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN
32	2.4. OBJETIVO GENERAL
32	2.5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS
33	2.6. HIPÓTESIS

CAPÍTULO 3

34	3.1. METODOLOGÍA
34	3.1.1. TIPO DE ESTUDIO
34	3.1.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO
34	3.1.3. MUESTRAS
34	3.1.4. PRUEBAS FÍSICAS Y MECÁNICAS REALIZADAS CONFORME A LO ESTABLECIDO EN LA NORMA 1567 DE ISO
35	3.1.4.1. TAMAÑO DE LAS MUESTRAS CON BASE A LA NORMA 1567 DE ISO



35	3.1.5. VARIABLES
35	3.1.6. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
36	3.1.7. MATERIALES Y EQUIPO
37	3.1.8 MÉTODO
37	3.1.8.1. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS
37	3.1.8.2. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN
37	3.1.8.2.1. TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON BAÑO DE AGUA
41	3.1.8.2.2. TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON MICROONDAS
42	3.1.8.3. PRUEBAS PARA EVALUAR LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS SEGÚN LA NORMA NO.1567 DE ISO
42	3.1.8.3.1. SORCIÓN DE AGUA
43	3.1.8.3.2. SOLUBILIDAD
43	3.1.8.3.3. ESTABILIDAD DE COLOR
44	3.1.8.3.4. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN
45	3.1.8.3.5. POROSIDAD
CAPÍTULO 4	
46	4.1. RESULTADOS
46	4.1.1. SORCIÓN DE AGUA Y SOLUBILIDAD
48	4.1.2. ESTABILIDAD DE COLOR
49	4.1.3. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN
52	4.1.4. POROSIDAD



EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE
TRES RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE DENTADURAS
POLIMERIZADAS EN BAÑO DE AGUA Y CON MICROONDAS



56	4.2. DISCUSIÓN DE RESULTADOS
60	4.3. CONCLUSIONES
61	BIBLIOGRAFÍA



RESUMEN

INTRODUCCIÓN: En México la forma convencional de polimerizar la base acrílica de una dentadura es por medio de baño de agua. El método por microondas resulta una buena opción. Actualmente no se comercializan acrílicos específicos para esta técnica, por lo cual se combinan materiales y métodos, desconociendo si se modifican las propiedades físicas y mecánicas de las resinas acrílicas.

OBJETIVO: Comparar las propiedades físicas y mecánicas de resinas acrílicas para base de dentaduras según a la norma No.1567 de ISO a través del método de polimerizado en baño de agua y microondas.

MÉTODO: Se obtuvieron valores de estabilidad de color, porosidad, resistencia a la flexión y módulo elástico, sorción de agua y solubilidad en resinas acrílicas comerciales; NicTone®, Opti-cryl® y Probase Hot® usando el método de baño de agua y microondas.

RESULTADOS

En sorción de agua, estabilidad de color, resistencia a la flexión y módulo elástico se encontraron diferencias estadísticamente significativas. En solubilidad no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Diferentes valores de porosidad, se encontraron en los tres acrílicos.

CONCLUSIONES

Las resinas acrílicas para base de dentadura polimerizadas a través del método de microondas y en baño de agua, no presentaron cambios significativos en la prueba de solubilidad. Respecto a las pruebas de sorción de agua, estabilidad de color, módulo elástico, resistencia a la flexión, flexión máxima y porosidad, se presentaron cambios significativos, teniendo mejores resultados en los métodos de polimerización indicados por los fabricantes.

PALABRAS CLAVE.

Resinas acrílicas, polimerización por microondas, bases acrílicas, dentaduras.



INTRODUCCIÓN

Las resinas acrílicas comenzaron a utilizarse en los años 1936-1940, principalmente por Dappen y Schuebel en Alemania. Los polímeros de acrílico se introdujeron por primera vez como material de base de dentaduras en 1937, a partir de esta fecha, dichos materiales se han modificado en sus diversas etapas de desarrollo, así como los métodos de polimerización.¹⁻⁴

Actualmente el polimerizado de bases acrílicas de dentaduras se puede realizar con distintos materiales y métodos, es importante recordar que teniendo un manejo adecuado y siguiendo las indicaciones de los fabricantes se garantizan resultados favorables. Algunas propiedades de las resinas acrílicas, como la estabilidad dimensional, porosidad y resistencia mecánica, pueden desempeñar un papel significativo en el rendimiento clínico de prótesis dentales totales y prótesis parciales removibles.⁵ Factores geográficos, socioeconómicos, la pericia y conocimientos del cirujano dentista o técnico dental en el procesado de las bases acrílicas de dentaduras predisponen a cometer errores debido a que se combinan materiales y métodos. La mayoría de los errores de procesado pueden ser detectados a simple vista, esto afecta directamente el desempeño clínico de la dentadura.⁶⁻¹⁰

Cuando se elige el método de polimerizado se debe tener en cuenta la manipulación, la relación monómero-polímero y la técnica de procesado indicados por el fabricante.

La forma convencional de realizar el procesado de una dentadura es por medio de monómero/polímero mezclado y con el método de polimerizado en baño de agua, que en la actualidad es el más utilizado en nuestro país, ya que no requiere de un equipo sofisticado y se puede adaptar a las condiciones económicas de los laboratorios dentales.^{11,12}



El método de polimerizado por microondas requiere menor tiempo de trabajo,¹³ según los fabricantes de Opti-Cryl[®], el tiempo requerido para su resina acrílica es de cuatro minutos dentro del horno, más el tiempo necesario para dejar enfriar la mufla.¹⁴

En la literatura revisada se emplearon acrílicos indicados únicamente para la técnica de microondas, Acron MC[®] y EZ-Cryl[®], los que en la actualidad no son comercializados en México, esto provoca que algunos dentistas o técnicos dentales utilicen el método de microondas empleando resinas acrílicas termopolimerizables no indicadas para esta técnica, desconociendo las consecuencias (porosidad, cambios de color en la resina acrílica, deficiente polimerización, entre otras) que se puedan presentar en las bases acrílicas de las dentaduras.¹⁵

Se realizó una revisión bibliográfica de resinas acrílicas para base de dentaduras polimerizadas a través del método de microondas y en baño de agua combinando los procedimientos, en el estudio realizado por Acosta en el 2009 reportó que al cruzar los métodos de polimerizado en resinas acrílicas comerciales, no se presentó diferencia significativa en los valores en flexión, sin embargo, si presentó diferencia significativa en el porcentaje de porosidad¹⁶ lo que llevo a investigar si se afectan las propiedades físicas y mecánicas de las resinas acrílicas cuando no se emplean los métodos de polimerización que indican los fabricantes, utilizando las resinas acrílicas para base de dentadura más utilizadas en la Ciudad de México.¹⁷⁻²⁴



CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO

1.1. MATERIALES EMPLEADOS PARA BASE DE DENTADURAS

A lo largo de la historia se utilizaron diferentes materiales para las bases de prótesis totales, como vulcanita, porcelana, marfil, nitrato de celulosa, nylon, policarbonato, entre otros; la resina acrílica de poli(metacrilato de metilo) es el material más utilizado en la actualidad por sus propiedades y características.^{4,25,26}

1.2. POLÍMEROS

Los polímeros son materiales muy usados en la odontología, su nombre deriva de poli-muchos, mero-miembro. Compuesto químico que consta de grandes moléculas orgánicas formadas por la unión de muchas unidades monoméricas más pequeñas, que se repiten. Las moléculas sencillas o unidades estructurales sueltas conforman el monómero. Este monómero con millares de unidades estructurales en el proceso de polimerización integrará una macro molécula compuesta de miles de unidades estructurales unidas entre sí formando cadenas. Los enlaces químicos que unen a estas unidades estructurales son enlaces covalentes. Cuando todas las unidades de monómero son idénticas, se forma un homopolímero, a veces intervienen dos monómeros en la constitución de un polímero y recibe el nombre de Copolímero.²⁷⁻³¹

Ejemplo de tipo de monómeros:

Homopolímeros

(Unidades idénticas)



Copolímeros

(Más de una clase de monómero)



1.2.1. RAMIFICACIÓN Y ENTRECruzAMIENTO DE CADENA.

En un polímero lineal, cada monómero (excepto las unidades terminales) debe formar un enlace en cada uno de sus extremos. Otro orden de unidades de monómero conduce a un polímero ramificado. Los polímeros ramificados son copolímeros que contienen algún monómero con tres o más puntos por los que se unen a otras unidades de monómero mediante enlaces covalentes. Los enlaces entre cadenas poliméricas se conocen como entrecruzamientos³¹ (Figura1).

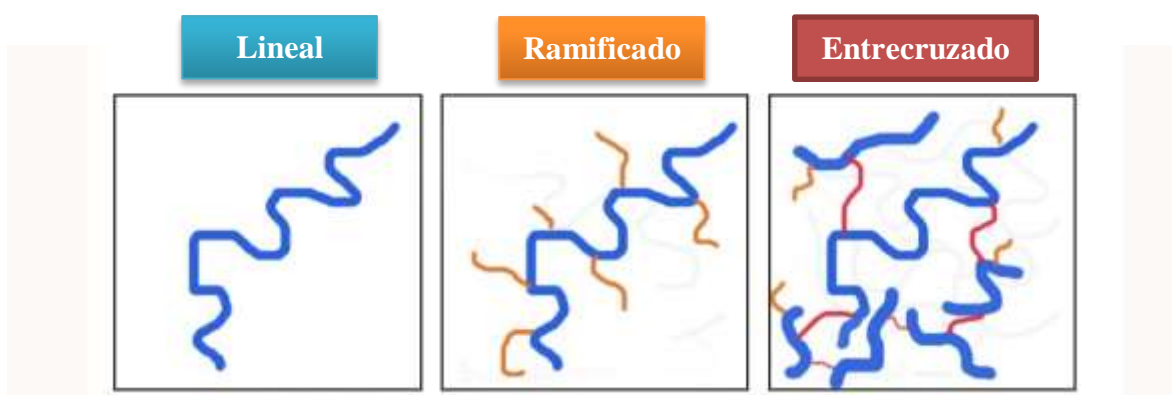


Figura 1. Diferentes ordenaciones de los polímeros.

Fuente propia

1.2.2. TIPOS DE POLÍMEROS

Elastómeros: Blandos, elásticos, se pueden distorsionar.

Termoplásticos: Con el aumento de temperatura reblandecen o funden y después solidifican, recuperan sus propiedades.

Termoestables: Con el aumento de temperatura reblandecen o funden, solidifican pero no recuperan sus propiedades originales.³¹

1.3. POLIMERIZACIÓN

Consiste en la unión química de las unidades monoméricas para obtener moléculas de peso molecular elevado. La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones que pueden ser de condensación o adición.

A mayor peso molecular del polímero mayor será su grado de polimerización.^{5, 32,33}



1.3.1. ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN

La reacción de polimerización está conformada por cuatro etapas: iniciación o inducción, propagación, terminación y transferencia de cadena.

-INICIACIÓN: Es la etapa 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.

-TERMINACIÓN: La propagación continúa hasta el momento en que ya no se encuentren radicales libres.

-TRANSFERENCIA DE CADENA: Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena, aumentando el peso molecular.³⁴

1.3.2. CLASIFICACIÓN DE REACCIONES

-Reacciones en cadena (radicales libres generalmente): Cada reacción depende de la anterior.

-Reacciones por pasos: Cada reacción es esencialmente independiente de la anterior.

1.3.3. MECANISMOS DE POLIMERIZACIÓN

Existen dos mecanismos mediante los cuales se lleva a cabo una reacción de polimerización: por condensación y adición.³⁵



1.3.3.1. POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Esta reacción corresponde a un grupo de polímeros que forman cadenas y productos secundarios colaterales como el agua, alcoholes, halógenos, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas.³⁴

1.3.3.2. POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

Se obtienen uniendo moléculas sencillas sin eliminación de agua, adicionándose unas a otras por rotura de dobles enlaces de las moléculas, por ejemplo las resinas polivinílicas y las resinas poliacrílicas.³⁰

1.3.4. INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN

El proceso de polimerización no termina, particularmente por la presencia casi siempre del monómero libre remanente, y por la activación de otras cadenas.

La presencia de impurezas dentro del monómero, ocasiona inhibición en la polimerización. Toda impureza del monómero hace que reaccione con radicales libres, Inhibe o retarda la reacción de polimerización. Puede reaccionar con el iniciador o cualquier núcleo activo, incluso con una cadena e impedir que siga creciendo.³⁶



1.4. RESINAS ACRÍLICAS

Pertencen a polímeros de ácido acrílico o metacrílico; por ejemplo, fibras acrílicas o resinas acrílicas. Cualquiera de las resinas del grupo de resinas termoplásticas fabricadas a partir de la polimerización de ésteres de ácidos acrílicos o metilmetacrilatos.³⁷

1.4.1. MARCO HISTÓRICO

A lo largo de la historia de la odontología, para la fabricación de prótesis dentales, se han utilizado diversos materiales, inicialmente era oro o porcelana. En 1855 se introdujo el caucho vulcanizado, este material fue el más utilizado hasta que fue reemplazado por las resinas acrílicas. En el siglo XX se inventaron las resinas acrílicas a base de poli (metil metacrilato), usándose por primera vez como base para dentaduras a principios de 1930. La polimerización de las resinas acrílicas siempre fue un proceso lento, lo que generaba un mayor tiempo de trabajo y por ende un bajo índice de ganancias para los dentistas o técnicos dentales que realizaban el procesado de las bases acrílicas de dentaduras. En función de esto, se realizaron investigaciones para reducir el tiempo de procesado en las dentaduras, además de mejorar las propiedades físicas y mecánicas (porosidad, resistencia a la flexión, sorción de agua, entre otras). Actualmente los fabricantes han añadido algunos componentes como son pigmentos, fibras sintéticas teñidas y fibras de refuerzo a las resinas acrílicas³⁸⁻⁴¹ (Figura 2).



Figura 2. Dentadura superior de resina acrílica, se observan las fibras sintéticas teñidas de color rojo.

Fuente propia



1.4.2. USOS EN ODONTOLOGÍA

En la actualidad las resinas acrílicas son materiales indispensables en los consultorios y laboratorios dentales, su uso es muy extenso, por ejemplo: provisionales en prótesis fija, férulas oclusales, base de dentaduras (Figura 3), guías para implantes dentales, obturadores para prótesis maxilofacial, patrones para muñones colados, aparatos ortodóncicos y portaimpresiones individuales.



Figura 3. Dentadura de resina acrílica.

Fuente propia

1.4.3. CLASIFICACIÓN

Las resinas acrílicas se pueden clasificar de acuerdo con el tipo de polimerización de la siguiente forma:

- Autopolimerización.
- Resinas de termopolimerización.
- Resinas de fotopolimerización.

1.4.4. RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE DENTADURAS.

Las resinas acrílicas termopolimerizables son generalmente formadas por poli (metilmetacrilato) (PMMA) y tiene como iniciador para la polimerización al peróxido de benzoílo. La química de las resinas autocurables es idéntica a las termocurables excepto en que el curado es iniciado por una amina terciaria (dimetil-p-toluidina o ácido sulfónico).^{42,43} Las resinas acrílicas son transparentes, su color y propiedades ópticas son estables. Actualmente son utilizadas nuevas técnicas y sistemas de polímeros acrílicos para la



elaboración de bases de dentaduras, además se agregan colorantes de diferentes tonalidades con el fin de caracterizar las dentaduras y obtener un color parecido a la encía del proceso residual del paciente.⁴²⁻⁴⁵

1.4.4.1. MONÓMERO DE METACRILATO DE METILO

Es un líquido transparente a temperatura ambiente, tiene una alta presión de vapor y es un excelente disolvente orgánico. (Figura 4)²⁹

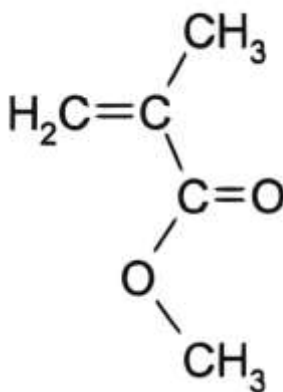


Figura 4. Molécula de metacrilato de metilo.²⁹



1.4.5. COMPONENTES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES.

Las resinas acrílicas se conforman por varios compuestos químicos, en la Tabla 1 se mencionan los más utilizados.

TABLA 1. ELEMENTOS QUE CONFORMAN A LAS RESINAS ACRÍLICAS⁴⁶

Componente	Compuesto químico
Polímero	Poli(metacrilato de metilo)
Monómero	Metacrilato de metilo.
Iniciador	Peróxido de benzoílo o diisobutilazonitrilo.
Inhibidor	Hidroquinona.
Plastificante	Ftalato de butilo.
Activador	En las resinas acrílicas autopolimerizables, se utilizan como activadores aminas terciarias, ácido sulfínico, la más usada dimetil-p-toluidina.
Opacadores	Dióxido de titanio.
Partículas de relleno	Fibras de vidrio, esferas de vidrio, silicato de circonio y alúmina.
Pigmentos	Sulfuro de mercurio (rojo), dióxido de titanio (aumenta opacidad), sulfuro de cadmio (amarillo) seleniuro de cadmio, óxido férrico (marrón) carbón (negro)
Agente de entrecruzamiento	Dimetacrilato de glicol o el alil metacrilato.
Fibras sintéticas teñidas	Nylon o fibras de acrílico.



1.4.5.1. VENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE DENTADURAS.

- Excelente estética.
- La manipulación es muy sencilla.
- Fácil de reparar.
- Biocompatible.
- No corrosiva.
- Color estable.
- Económicas.

1.4.5.2. DESVENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE DENTADURAS.

- Mal conductor térmico.
- No es radiopaca.
- No puede calentarse para desinfección o esterilización.⁴⁷

1.4.6. RIGIDEZ Y RESISTENCIA

La base de resinas acrílicas en las prótesis dentales no debe deformarse bajo las cargas de masticación. El acrílico tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo y por tanto la base de la prótesis no puede ser menor a 1 mm de grosor.

La fractura por fatiga, que es el resultado de la flexión constante a lo largo de la zona más débil de la base de la dentadura.⁴⁷

1.4.7. LAS RESINAS ACRÍLICAS PRESENTACION Y FASES

Generalmente las resinas acrílicas en odontología se presentan en forma de un polvo o polímero prepolimerizado y un líquido o monómero, cuando se mezclan en una proporción de 3 a 1 en volumen, y 2 a 1 en peso se presentan diferentes etapas:

Granular o arenosa, filamentosa, pegajosa, plástica, elástica y rígida.⁴⁸



1.5. PROPIEDADES DE LAS RESINAS ACRÍLICAS

1.5.1. PROPIEDADES BIOLÓGICAS.

La contaminación de las prótesis con microorganismo habituales en la flora microbiana bucal (principalmente *Candida albicans*) constituye un problema relacionado con la falta de mantenimiento higiénico de los portadores de la prótesis, habitualmente prótesis completas y también con las condiciones de acabado y pulido de la prótesis o pérdida de características superficiales durante su uso.²⁷

1.5.2. PROPIEDADES MECÁNICAS.

Para mejorar la estabilidad química y las propiedades mecánicas se suelen incorporar al monómero, agentes de cadena cruzada, como el di metacrilato de glicol. En el polímero o copolímero final se obtiene así una mayor estabilidad en disolventes orgánicos y mayor resistencia a la formación de microfracturas bajo esfuerzos mecánicos. El exceso de agentes de cadena cruzada puede hacer la base protésica más frágil y quebradiza.²⁷

1.5.3. PROPIEDADES FÍSICAS.

Las resinas acrílicas deben tener una fuerza y resiliencia adecuada, así como la resistencia necesaria para soportar las fuerzas de la masticación, fuerzas de impacto y uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y variaciones en las cargas.²⁹



1.6. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN EN RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE DENTADURAS REALIZADAS EN ESTA INVESTIGACIÓN

1.6.1. POLIMERIZACIÓN CON BAÑO DE AGUA.

La técnica de polimerización con baño de agua es la más usada por los laboratorios dentales en México, debido a que es un método sencillo en el que se prepara una mezcla de monómero y polímero en una relación específica, la cual es indicada por el fabricante, la masa resultante se envasa y se prensa en una mufla metálica, posteriormente se introduce en un contenedor con agua caliente aplicando los tiempos y temperaturas indicadas.⁵

1.6.2. POLIMERIZACIÓN CON MICROONDAS.

Esta técnica requiere de una mufla especial de resina de poliéster de fibra de vidrio (Figura 5) para que la energía de microondas inicie la reacción de polimerización de la resina acrílica; este método es rápido, se completa a los cuatro minutos en lugar de varias horas necesarias para la polimerización convencional con baño de agua.¹³ Su uso se fomenta debido a la limpieza y rapidez del método, además presenta propiedades aceptables.⁴⁹ Algunos autores afirman que el producto final tiene la misma calidad de las propiedades físicas comparadas con la polimerización con baño de agua y presenta una mejor precisión de ajuste, lo que resulta en una mejor adaptación de la dentadura.⁵⁰⁻⁵¹

La polimerización de microondas es afectada por la disponibilidad aleatoria de peróxido de benzoilo, la variación en la duración y la magnitud de la reacción exotérmica debido al tipo de yeso empleado por la cantidad de agua que contiene.⁵²



Figura 5. Mufla resina de poliéster de fibra de vidrio para polimerización en microondas.

Fuente propia



1.7. PRUEBAS PARA EVALUAR LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECANICAS SEGÚN LA NORMA ISO 1567

1.7.1. NORMA ISO

La International Organization for Standardization (ISO) es una normativa internacional, aceptada en la mayoría de los países del mundo, que proporciona cánones sobre cómo elaborar un determinado producto, los métodos de prueba, condiciones que requieren los equipos y algunos valores que deben cumplirse.⁵³

La norma 1567 de ISO especifica las pruebas a realizar para las resinas acrílicas para bases de dentaduras⁴⁴

1.7.2. SORCIÓN EN AGUA

Las moléculas de agua tienden a penetrar en los sólidos poliméricos entre las cadenas de polímeros atraídas por la polaridad de las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros.⁵⁴

Se ha observado que el calentamiento generado durante la irradiación de microondas puede aumentar la contracción y el proceso de absorción de agua, lo que afecta la estabilidad dimensional de resinas acrílicas.^{23,55}

En esta prueba se hace un análisis de la cantidad de agua que absorben las resinas acrílicas o el peso que ellas pierden o ganan, al sumergirse en agua.²²

1.7.3. SOLUBILIDAD

Para la prueba de solubilidad, la especificación de la norma ISO 1567 menciona, la pérdida de peso no debe ser mayor de $1.6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ^{3,56}

La presencia de esta cantidad de agua en la resina acrílica influye en las propiedades de la prótesis; las moléculas de agua pueden actuar como plastificantes, aumentando la flexibilidad de la resina. La absorción de agua es acompañada por una expansión, sus



propiedades mecánicas se ven afectadas cuando las resinas están húmedas son más flexibles y débiles en su resistencia transversal que cuando están secas.^{47,57}

1.7.4. ESTABILIDAD DE COLOR.

Es la propiedad de un material que permite que el color se mantenga durante un período de tiempo en un entorno determinado. Se considera una propiedad física importante de los materiales dentales. Por medio de un colorímetro (Figura 6) se puede cuantificar el color, con las coordenadas l, a, b.⁵⁸



Figura 6. Colorímetro, utilizado en la prueba de estabilidad de color.

Fuente propia

1.7.5. POROSIDAD.

En una resina acrílica la porosidad predispone a un crecimiento de microorganismos al estar inmerso en el medio oral, así como la disminución de la resistencia de la base de la dentadura y es más propensa a pigmentarse lo que resulta en problemas estéticos. Esto se atribuye a una variedad de factores incluyendo los siguientes: aire atrapado durante el mezclado, la contracción durante la polimerización del monómero, vaporización del monómero asociado con la reacción exotérmica y la presencia de monómero residual. El calor deberá controlarse durante el proceso, si la temperatura aumenta demasiado, el monómero se evapora y se producirán porosidades en la resina acrílica.^{13,59,60}

En esta prueba se realizó un análisis y observación a simple vista y usando un microscopio óptico con el objetivo de encontrar porosidades.



1.7.6. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO ELÁSTICO.

A partir de un ensayo de flexión se obtiene el módulo de elasticidad, también llamado módulo de Young, se define como la pendiente de la curva tensión-deformación en la zona elástica. El ensayo de flexión se estudia el comportamiento de un material sometido a un esfuerzo de compresión progresivamente creciente, ejercido por una máquina, hasta la fractura (Figura 7).

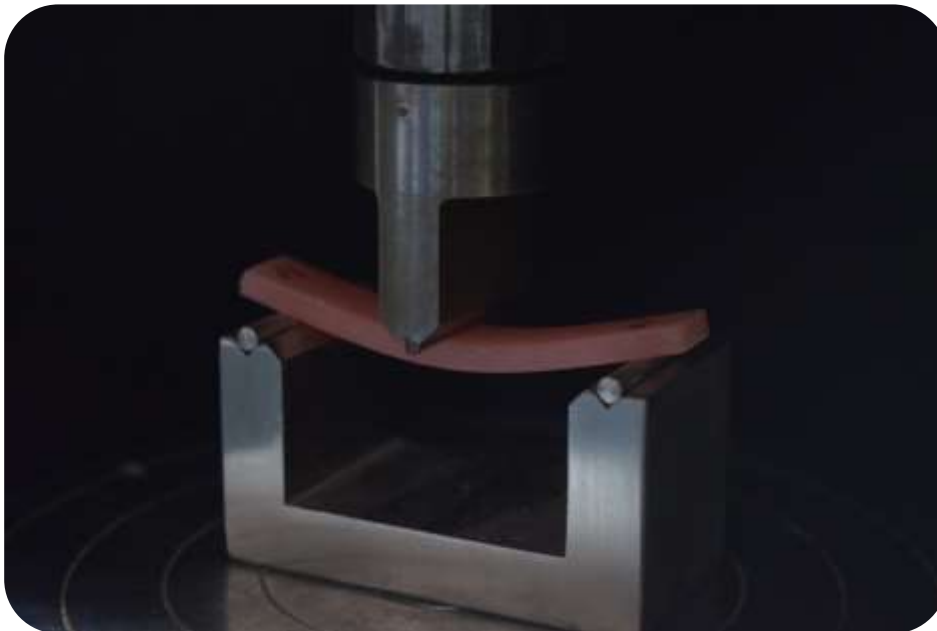


Figura 7. Ensayo de flexión en una muestra de resina acrílica.

Fuente propia

El ensayo se realiza sobre una probeta o muestra estandarizada y regida por una norma, como la ISO1567, utilizada en la presente investigación.

El ensayo de flexión marca trazos de referencia para poder determinar las deformaciones en función de esfuerzos. En otras palabras aplicándolo a odontología, mide el grado de deformación de las resinas acrílicas para poder soportar las fuerzas oclusales ejercidas durante la masticación, adicionalmente mide la fuerza que soporta una resina acrílica hasta la fractura.^{22,61}



1.8. ANTECEDENTES

En 1968 Nishii reportó por primera vez el polimerizado de resinas con energía de microondas, generó esta energía mediante un oscilador o magnetrón, que se transfería a una cámara de calor, en la cual la mufla con la resina era radiada y cambiaba instantáneamente la energía en calor. Debido a que su técnica presentaba problemas de porosidad y curado insuficiente, fue rechazada.⁶²

En 1983 Kimura introdujo el uso del horno de microondas en el procedimiento de polimerizado de las prótesis dentales, por lo que en 1985 se crearon muflas especiales fabricadas de plástico de fibra reforzada, que ajustan con tornillos de policarbonato los cuales podían entrar al microondas sin problemas.¹⁵

Levin y col. en 1989, investigaron las propiedades físicas de las resinas polimerizadas en microondas y llegaron a la conclusión que eran similares a las de las resinas polimerizadas por el método de baño de agua. Dos años después en 1991 Phillip Wallace estudió la exactitud dimensional de las bases de dentaduras polimerizadas por microondas y las del método con baño de agua, obteniendo resultados que al compararlos, las bases procesadas por microondas tenían una exactitud igual o mejor que las procesadas por el método de baño de agua.^{15,63,64}

En 1999 Blagojevic et al., compararon propiedades de polímeros para bases de dentaduras polimerizadas con métodos de microondas y baño de agua. Este estudio no mostró diferencias entre los dos métodos.¹¹

Meloto et al. Realizaron un estudio de sorción de agua, utilizando muestras de resinas acrílicas polimerizadas con el método de baño de agua y microondas, en sus resultados publicaron que los grupos fueron estadísticamente similares entre sí.⁶⁵



Acosta T. en 2009 publicó, que los acrílicos comerciales, Lucitone 199 polimerizado en baño de agua y Acron MC polimerizado con microondas y cruzando los métodos de polimerización, no presentaron diferencia significativa en los valores en flexión, sin embargo, si presentó diferencia significativa en el porcentaje de porosidad.¹⁴

Alzate y Torres en 2009 realizaron una comparación entre acrílicos de termocurado convencional y por energía de microondas evaluando la resistencia a fuerzas traccionales y no encontraron diferencias significativas. Un año después en 2010 Marciales et al., compararon la porosidad de láminas acrílicas polimerizadas mediante el método de baño de agua y el método de microondas. En este estudio la resina acrílica de polimerización por energía microondas (Ez-Cryl) presentó mayor porosidad que el acrílico de baño de agua (Veracryl).^{5,66,67}

En 2012 Bastidas et al., realizaron un estudio que comparó la resistencia la flexión de especímenes de resina acrílica polimerizadas con dos métodos diferentes de polimerización: con baño de agua (Veracril – New Stetic) y por el método de microondas (Ez Cryl – New Stetic); los resultados demostraron que no existe diferencia significativa entre ambos métodos.⁶⁶



CAPÍTULO 2

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El procesado de resinas acrílicas para base de dentaduras se puede realizar con distintos materiales y métodos. Hay quienes cometen el error de combinar métodos, usando resinas que se polimerizan con baño de agua, procesándolas con microondas y viceversa, desconociendo las consecuencias que esto puede presentar en la base acrílica de la dentadura. Algunas propiedades de las resinas acrílicas, como la estabilidad dimensional, porosidad, estabilidad de color y resistencia mecánica al ser modificadas pueden afectar el rendimiento clínico de la dentadura.



2.2. JUSTIFICACIÓN

El desarrollo tecnológico está en constante avance y es de suma importancia saber aprovecharlo; en este tema, el uso del microondas como método para la polimerización de bases acrílicas para dentaduras, ha sido menospreciado en México por la mayoría de los laboratorios dentales, utilizando el método de polimerizado en baño de agua, sin tener en cuenta que con el primer método mencionado se puede tener más control y exactitud de los materiales usados, siguiendo las indicaciones del fabricante, también facilita el trabajo haciéndolo más rápido y eficiente, reduciendo el impacto al medio ambiente.

Uno de los factores que minimizan la utilización de materiales acrílicos indicados para uso exclusivo en microondas, es la falta de estos insumos a nivel comercial, por lo que algunos dentistas y técnicos dentales utilizan resinas acrílicas indicadas por el fabricante para la técnica en baño de agua, con la técnica de microondas, por lo que resulta indispensable, evaluar su comportamiento a través de este método.



2.3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Las propiedades físicas y mecánicas de las resinas acrílicas para dentaduras NicTone®, Opti-cryl® y Probase Hot® se verán modificadas al usar la técnica de polimerizado con baño de agua en comparación con la técnica de microondas?

2.4. OBJETIVO GENERAL

Comparar las propiedades físicas y mecánicas de resinas acrílicas para base de dentaduras a través del método de polimerizado en baño de agua y microondas según la norma No.1567 de ISO.

2.5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener valores de: estabilidad de color, porosidad, resistencia a la flexión, módulo elástico, sorción de agua y solubilidad de las resinas acrílicas: **NicTone®**, **Opti-cryl®** y **Probase Hot®**

-A partir del análisis y mediciones correspondientes, evaluar cuál de los grupos no presenta cambios significativos de propiedades y se considera como una opción para su uso como base de dentaduras.



2.6. HIPÓTESIS

Las resinas acrílicas para base de dentadura polimerizadas a través del método de microondas, presentarán cambios significativos en las propiedades físicas y mecánicas con respecto a los valores de las resinas acrílicas polimerizadas en baño de agua.

HIPÓTESIS NULA

Las resinas acrílicas para base de dentadura polimerizadas a través del método de microondas, no presentarán cambios significativos en las propiedades físicas y mecánicas con respecto a los valores de las resinas acrílicas polimerizadas en baño de agua.



CAPÍTULO 3

3.1. METODOLOGÍA

3.1.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

COMPARATIVO

3.1.2. POBLACIÓN ESTUDIO

Resina acrílica para base de dentaduras polimerizadas con la técnica de baño de agua y microondas de acuerdo a las indicaciones del fabricante según la norma No. 1567 de ISO.

RESINAS ACRÍLICAS

NicTone®, Opti-cryl® y Probase Hot®

3.1.3. MUESTRAS

10 MUESTRAS PARA CADA GRUPO DE ESTUDIO.

Grupo 1. Opti-Cryl® polimerizado en baño de agua.

Grupo 2. Opti-Cryl® polimerizado con microondas.

Grupo 3. NicTone® polimerizado en baño de agua.

Grupo 4. NicTone® polimerizado con microondas.

Grupo 5. Probase Hot® polimerizado en baño de agua.

Grupo 6. Probase Hot® polimerizado con microondas.

3.1.4. PRUEBAS FÍSICAS Y MECÁNICAS REALIZADAS CON BASE A LA NORMA No.1567 de ISO

-Estabilidad de color

-Porosidad

-Resistencia a la flexión

-Módulo elástico a la flexión

-Sorción de agua

-Solubilidad



3.1.4.1. TAMAÑO DE LAS MUESTRAS CON BASE A LA NORMA ISO 1567

Las muestras requeridas para las pruebas de estabilidad de color, sorción de agua y solubilidad son discos de 50 mm de diámetro por 0.5 mm de espesor (Figura 8).

Las pruebas de resistencia a la flexión y porosidad requieren muestras en láminas de 64 mm de largo, 10 mm de ancho y 3 mm de espesor.⁶² (Figura 9).

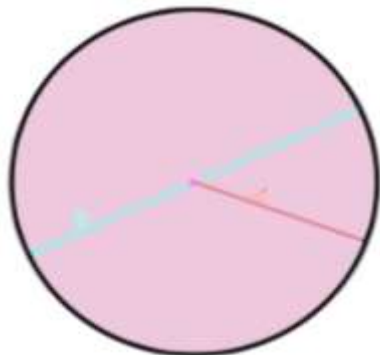


Figura 9. Muestra para prueba de flexión.

Figura 8. Muestra para prueba de color, sorción y solubilidad.

3.1.5. VARIABLES DEPENDIENTES

- Modulo elástico
- Resistencia a la flexión
- Estabilidad de color
- Porosidad
- Sorción de agua
- Solubilidad

VARIABLE INDEPENDIENTE

- Técnica de polimerización

3.1.6. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Materiales existentes en el mercado, utilizados para procesar bases acrílicas que no se incluyan en este estudio.



3.1.7. MATERIALES Y EQUIPO

- Resinas acrílicas
- Yesos tipo II y III
- Balanza analítica (BOECO, Alemania)
- Micromotor (Sunburst, SC-80, USA)
- Discos de diamante (Edenta, Suiza)
- Muflas metálicas (Karvin, México)
- Prensa hidráulica (Mestra, USA)
- Separador yeso acrílico (NOVAFOIL, Colombia)
- Vibrador (Buffalo, USA)
- Fresones rotatorios (Edenta, Suiza)
- Desecadores con sílica gel
- Mufla de resina de poliéster de fibra de vidrio (Tecnoflask, USA)
- Horno de microondas de 500 a 700W (Panasonic, USA)
- Cámara fotográfica digital Nikon D3300
- Estufa (Hanau, USA)
- Máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON modelo 5567. USA)
- Estufa de temperatura controlada (Felisa, México)
- Calibrador (Mitutoyo, D-4 CSX, Japón)
- Microscopio óptico (LOMO, M6C-10, Rusia)
- Colorímetro (CHIN SPEC, HPG-2132, China)



3.1.8 MÉTODO

3.1.8.1. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

PREPARACIÓN DE PATRONES EN LAS MUFLAS.

Los moldes fueron elaborados con acetatos de calibre 0.5, 40 y 80, se diseñaron y recortaron de acuerdo a las dimensiones especificadas por la norma ISO No. 1567.⁵⁶

TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON BAÑO DE AGUA

-Yeso tipo II

-Mufla metálica

TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON MICROONDAS

-Yeso tipo III

-Mufla de resina de poliéster de fibra de vidrio

Nota: El tipo de yeso para cada técnica de termopolimerización fue elegido durante las pruebas piloto, observando las muestras, ya que cada yeso tiene un diferente coeficiente de transferencia de calor y por ende las resinas acrílicas presentaron una deficiente polimerización con el yeso tipo IV y III termopolimerizado en baño de agua.

3.1.8.2. TÉCNICAS DE POLIMERIZACIÓN

3.1.8.2.1. TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON BAÑO DE AGUA

PREPARACIÓN

-Las muflas se sumergieron en agua caliente para posteriormente abrirse y colocar una capa de separador yeso-acrílico NOVA FOIL® en un solo sentido, evitando excesos de material, se dejaron secar lo suficiente.



DOSIFICACIÓN

-Proporción como lo indica el fabricante en los instructivos.⁶⁸⁻⁷⁰

NicTone®

-30 g de polvo por 10 mL de líquido.

Opti-Cryl®

-Por peso: Dos partes de polímero y una parte de monómero.

-Por volumen: Tres partes de polímero y una parte de monómero.

Probase Hot®

– Proporción de mezcla ideal para una prótesis: 22.5 g de polvo: 10 mL de líquido.

– Con sistema de dosificación una marca del vaso de dosificación de polímero: 10 mL de monómero.



Figura 10. Acrílicos comerciales utilizados.

Fuente propia



MEZCLA

En un frasco de vidrio se mezcló con una espátula, el polvo y el líquido en la proporción indicada por el fabricante de forma suave y continua durante un minuto, tapando el frasco para evitar evaporaciones, se dejó reposar la mezcla en el frasco cerrado durante unos 8–10 minutos a temperatura ambiente (23 °C).

MARGEN DE MANIPULACIÓN

- Se eliminaron los residuos que no se integraron a la masa y que aparecen en las paredes.
- Pasado el tiempo de reposo y en cuanto el material no se adhería, se mezcló bien la masa de resina acrílica.

PRENSADO

Se empaquetó la resina acrílica en la mufla, se colocó celofán húmedo cubriendo la resina acrílica, se prensó de forma gradual permitiendo la expulsión libre del material, se abrió la mufla retirándose el celofán, se eliminó el excedente y para terminar se colocó una nueva capa de separador realizando el cierre definitivo.



Figura 11. Muflas metálicas para el proceso de polimerización en baño de agua.

Fuente propia



POLIMERIZACIÓN

La polimerización se llevó a cabo siguiendo las indicaciones de cada fabricante:

Nic Tone®⁶⁸

-Introducir la mufla al agua a temperatura de 60 °C durante 15 min, subir a 75°C durante 15 min, y a 95 °C durante 60 min.

Mantener la mufla durante 30 minutos al aire y terminar sumergiéndola en agua a temperatura ambiente.

Opti-Cryl®

TABLA 11. INDICACIONES DE POLIMERIZACIÓN CON BAÑO DE AGUA.⁶⁹

PASOS	TEMPERATURA	TIEMPO	MEDIO
1	73°C	90	Agua
2	100°C	30	Agua
3	23°C	30	Aire
4	23°C	15	Agua

Probase Hot®⁷⁰

-Método estándar (método recomendado por el fabricante) Introducir la mufla cerrada en agua fría, calentar a 100 °C y mantener durante 45 minutos.

Mantener la mufla durante 30 minutos al aire y terminar sumergiéndola en agua a temperatura ambiente.



Figura 12. Estufa Hanau.
Fuente propia



3.1.8.2.2. TÉCNICA DE POLIMERIZADO CON MICROONDAS

Esta técnica se realizó en los tres grupos de resinas acrílicas, con las instrucciones del fabricante de Opti-Cryl®, es la única resina acrílica que está indicada para ser termopolimerizada por el método de microondas.

En esta técnica, la preparación, dosificación, mezcla y margen de manipulación fue la misma que en la técnica de termopolimerizado con baño de agua.

PRENSADO

Se prensó con 1500 psi en forma lenta, se retiró de mufla de la prensa para remover el celofán y se eliminó el excedente de acrílico con la ayuda de una espátula, se cerró la mufla nuevamente con una presión definitiva de 2000 psi sobre la mufla (Figura 13).

POLIMERIZACIÓN

Se colocó la mufla dentro del horno de microondas con los tornillos hacia abajo, durante 4 minutos (Figura 14).

Se dejó enfriar a temperatura ambiente durante 2 horas.



Figura 13. Prensa hidráulica y mufla para microondas.

Fuente propia



Figura 14. Mufla de resina de poliéster de fibra de vidrio.
Fuente propia



3.1.8.3. PRUEBAS PARA EVALUAR LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS CON BASE A LA NORMA ISO 1567⁵⁶

3.1.8.3.1. SORCIÓN DE AGUA Y SOLUBILIDAD.

Las muestras de la resina acrílica, fueron introducidas en un desecador (Figura 15) con sílica gel, se introdujeron en una estufa de temperatura controlada a $37 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ por $23 \pm 1 \text{ h}$, posteriormente se pesaron (Figura 16) con una precisión de 0.2 mg. Este procedimiento se repitió hasta que se alcanzó un peso constante en todas las muestras teniendo una diferencia de 0.2 mg registrándose como m1.

Las muestras de la resina acrílica, fueron sumergidas en un contenedor con agua bidestilada (Figura 18) se introdujeron en la estufa temperatura controlada a $37 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ por 7 días (Figura 17), posteriormente los discos se secaron con una toalla limpia hasta quedar libres de humedad, se colocaron en el aire por 15 segundos y se pesaron registrándose como m2.



Figura 15. Muestras en el desecador.

Fuente propia



Figura 16. Muestra en la balanza.

Fuente propia



Figura 18. Muestras en agua bidestilada.

Fuente propia



Figura 17. Estufa de temperatura controlada.

Fuente propia



3.1.8.3.2. SOLUBILIDAD.

Una vez pesadas las muestras en la prueba de sorción, con el mismo procedimiento se consiguió estabilizar a peso constante en el desecador a 37 ± 1 °C, se registró como m_3 .

Los valores de sorción de agua y solubilidad fueron determinados con las siguientes fórmulas:

-Sorción de agua

$$Wsp = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

-Solubilidad

$$Wsl = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

M_1 , M_2 y M_3 : en μg

V : en mm^3

3.1.8.3.3. ESTABILIDAD DE COLOR.

El color de las muestras de resina acrílica (discos) se determinó con el colorímetro, registrando los datos L,a,b (Figura 19); posteriormente se sumergieron en un contenedor con agua bidestilada a 37 ± 1 °C durante 24h, terminado el ciclo se registraron nuevamente los datos.



Figura 19. Colorímetro.

Fuente propia



3.1.8.3.4. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Se utilizaron las muestras en láminas, las muestras se almacenaron en agua bidestilada (Figura 22) a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 h antes de la prueba. Cada muestra fue medida con un calibrador Mitutoyo registrando el ancho y grosor. Utilizando la máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON), se programó, colocando una velocidad de 5 mm/min y se realizó la prueba.



Figura 20. Inicio de la prueba de resistencia a la flexión.

Fuente propia

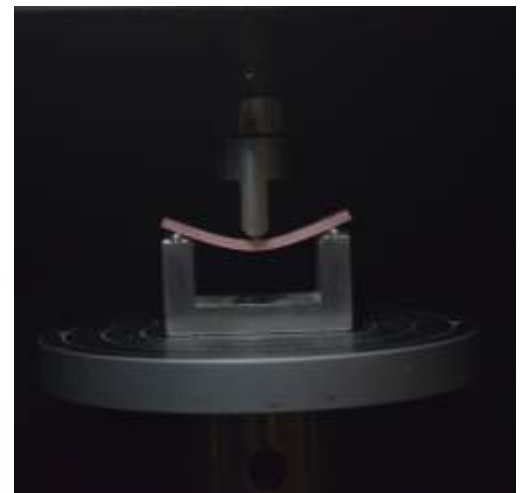


Figura 21. Prueba de resistencia a la flexión antes de la fractura.

Fuente propia



Figura 22. Muestras en agua bidestilada.

Fuente propia



Figura 23. Muestras fracturadas.

Fuente propia



3.1.8.3.5. POROSIDAD

Se utilizaron las muestras de resistencia a la flexión, se realizó una observación a simple vista (Figura 24) y por medio de un microscopio óptico a 10X con un área delimitada en de 1 cm^2 (Figura 25) se registró el número de poros de cada muestra, por ambos lados.

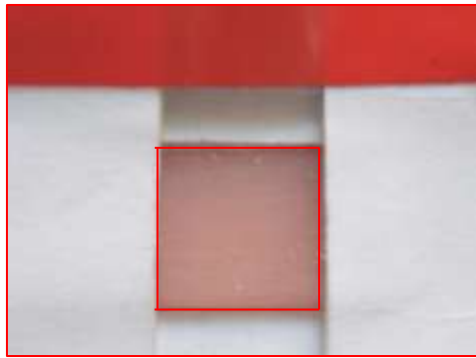


Figura 24. Artefacto fabricado para delimitar 1 cm^2 .
Fuente propia



Figura 25. Microscopio óptico.
Fuente propia



CAPÍTULO 4

4.1. RESULTADOS

Se realizó análisis de ANOVA de Una Vía para la comparación de la media de más de dos grupos con tamaños de muestras similares.

4.1.1. SORCIÓN DE AGUA y SOLUBILIDAD

TABLA II. VALORES DE SORCIÓN DE AGUA (W_{sp}) $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, SOLUBILIDAD (W_{sl}) $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR.

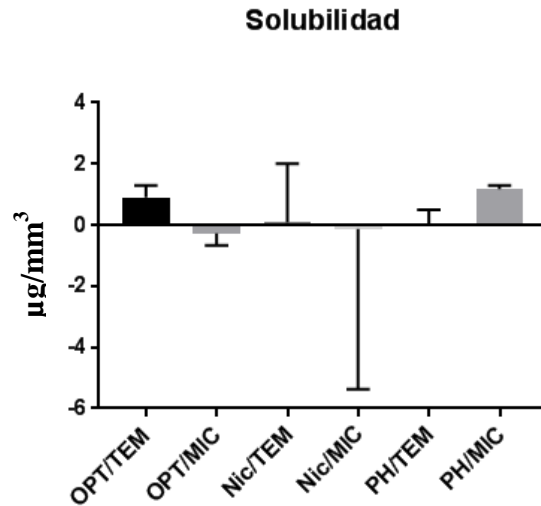
Resina acrílica/técnica de polimerización	Abreviatura	W_{sp} $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	S.D.	W_{sl} $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	S.D.
Opti-Cryl®/baño de agua.	OP/TEM	22	1	0.9	0.4
Opti-Cryl®/microondas.	OP/MIC	18	9	-0.3	0.4
NicTone®/baño de agua.	Nic/TEM	23	2	0.1	1.9
NicTone®/microondas.	Nic/MIC	25	8	-0.1	5.3
Probase Hot®/baño de agua.	PH/TEM	19	10	0.0	0.5
Probase Hot®/microondas.	PH/MIC	16	4	1.2	1.5
Norma 1567 de ISO⁵⁶		Max. 32		Max. 1.6	

S.D.=Desviación estándar.

En la prueba de sorción el grupo que presentó un mayor valor fue Nic/MIC ($25 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y PH/MIC ($16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) el menor valor, en la prueba de solubilidad PH/MIC ($1.2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) fue el grupo con mayor valor y OP/MIC ($-0.3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) fue el grupo con menor valor.

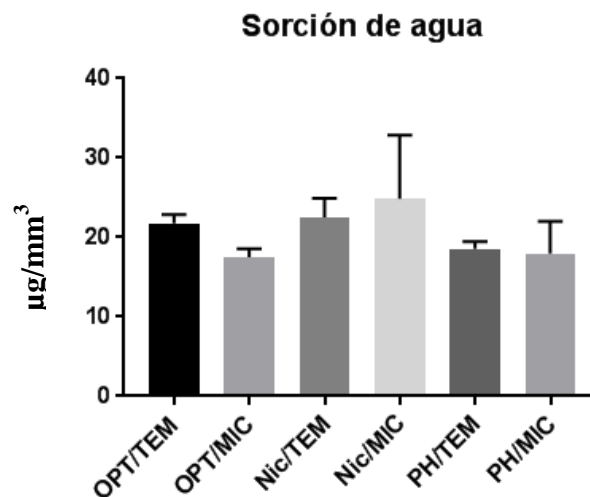


GRÁFICA 1. VALORES PROMEDIO DE SOLUBILIDAD EN $\mu\text{g}/\text{mm}^3$



No hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.158$) entre los valores de solubilidad de las diferentes muestras preparadas conforme a los diferentes procedimientos entre las 3 marcas probadas.

GRÁFICA 2. VALORES PROMEDIO SORCIÓN DE DE AGUA EN $\mu\text{g}/\text{mm}^3$



Hay diferencias estadísticamente significativas ($p<0.001$) entre los valores de sorción de las diferentes muestras preparadas de:

- NicMIC con PH TEM y PH MIC
- NicTEM con PH TEM y PH MIC
- OP TEM con PH TEM y OP MIC
- PH MIC con PH TEM y OP MIC

Conforme a los diferentes procedimientos entre las 3 marcas probadas.



4.1.2. ESTABILIDAD DE COLOR

TABLA III. VALORES DE ESTABILIDAD DE COLOR ΔE Y DESVIACIÓN ESTANDAR.

Resina acrilica/técnica de polimerización	ΔE	S.D.
Opti-Cryl®/baño de agua.	4.3	1.5
Opti-Cryl®/microondas.	3.0	2.3
NicTone®/baño de agua.	1.0	1.1
NicTone®/microondas.	4.3	1.8
Probase Hot®/baño de agua.	2.3	0.7
Probase Hot®/microondas.	5.3	1.7

S.D.=Desviación estándar.

No hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.196$) entre los valores de la estabilidad del color de las diferentes muestras preparadas conforme a los diferentes procedimientos entre las 3 marcas probadas, si hay diferencia entre marcas.



4.1.3. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

TABLA IV. VALORES DE MÓDULO ELÁSTICO (MPa), RESISTENCIA A LA FLEXIÓN (MPa), FLEXIÓN MÁXIMA (mm).

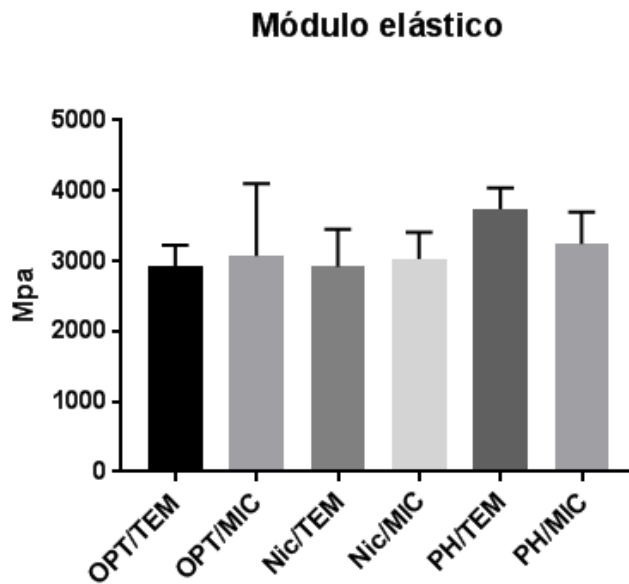
Resina acrílica/técnica de polimerización	Abreviatura	Módulo elástico (Mpa; S.D.)	Resistencia a la flexión (MPa; S.D.)	Flexión máxima (mm; S.D.)
Opti-Cryl® baño de agua.	OP TEM	2926 ± 300	77 ± 13	4 ± 1
Opti-Cryl® microondas.	OP MIC	3072 ± 1033	77 ± 10	5 ± 1
NicTone® baño de agua.	Nic TEM	2918 ± 531	81 ± 8	5 ± 0
NicTone® microondas.	Nic MIC	3028 ± 381	68 ± 10	5 ± 1
Probase Hot® baño de agua.	PH TEM	3740 ± 298	73 ± 7	4 ± 1
Probase Hot® microondas.	PH MIC	3246 ± 451	62 ± 10	4 ± 1
Norma 1567 ISO⁵⁶		Min 2000	Min 65	

S.D.=Desviación estándar. Una desviación estándar de cero (0) significa un valor menor a 0.5.

El grupo de PH TEM (3740 MPa) presentó un valor mayor en el módulo elástico y el grupo con menor valor fue Nic TEM (2918 Mpa) en resistencia a la flexión el grupo con mayor valor fue Nic TEM (81 MPa) y el menor fue PH MIC (62 MPa) este grupo no cumple con el valor mínimo establecido por la norma (65 MPa). En flexión máxima los grupos OP MIC Nic TEM, Nic MIC presentaron el mismo valor (5 mm) y OP TEM, PH TEM, PH MIC presentaron el mismo valor (4 mm)

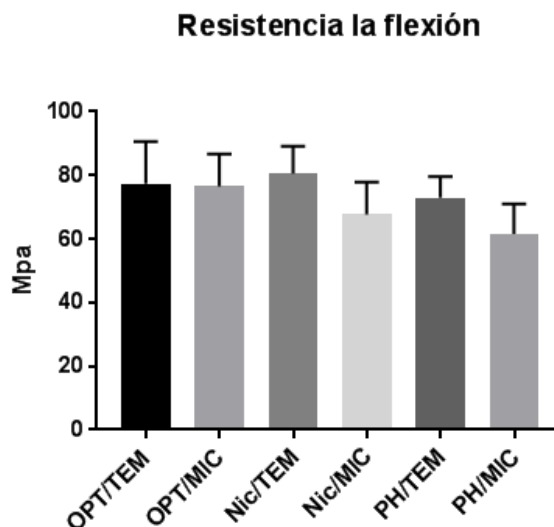


GRÁFICA 3. VALORES PROMEDIO DE MÓDULO ELÁSTICO EN MPa.



Hay diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$) entre los valores de módulo elástico a la flexión de las diferentes muestras preparadas de PH TEM con NicTEM y con OP TEM conforme a los diferentes procedimientos entre las tres marcas probadas.

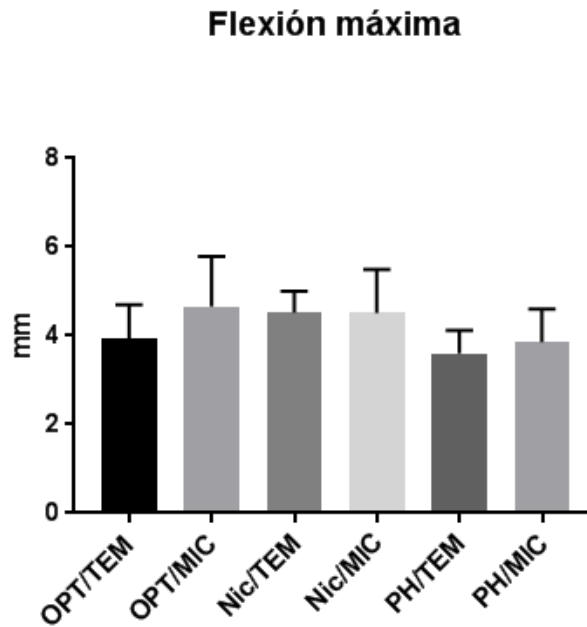
GRÁFICA 4. VALORES PROMEDIO DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN EN MPa.



Hay diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$) entre los valores de resistencia a la flexión de las diferentes muestras preparadas de PH MIC con NicTEM, OP MIC y con OP TEM conforme a los diferentes procedimientos entre las 3 marcas probadas.



GRÁFICA 5. VALORES PROMEDIO DE FLEXIÓN MÁXIMA EN mm.



Hay diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$) entre los valores de máxima deflexión a la flexión de las diferentes muestras preparadas de PH TEM con OP MIC conforme a los diferentes procedimientos entre las tres marcas probadas.



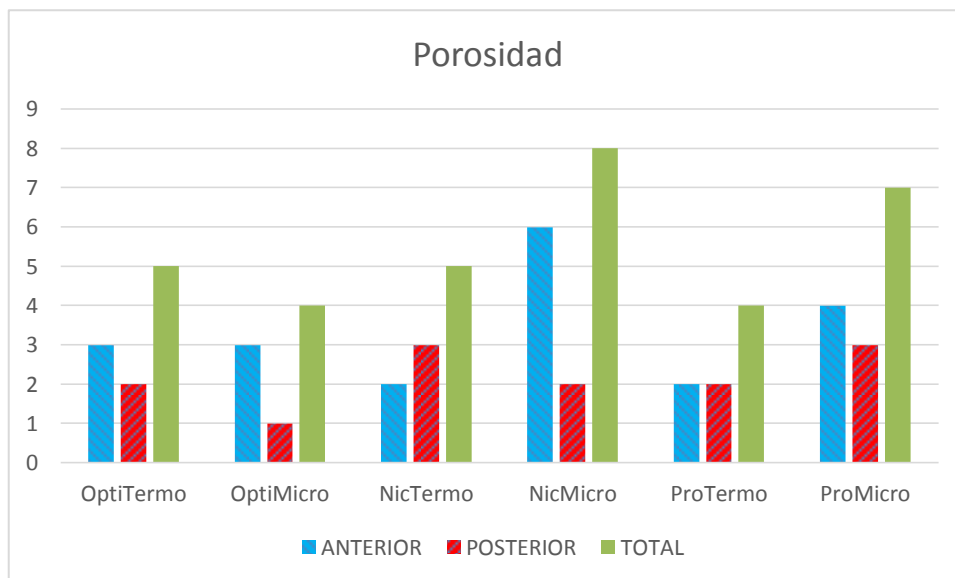
4.1.4. POROSIDAD

TABLA V. VALORES DE NÚMERO DE POROS EN UNA VISTA ANTERIOR Y POSTERIOR EN 1 cm².

	ANTERIOR	POSTERIOR	TOTAL
Opti-Cryl®/baño de agua.	3	2	5
Opti-Cryl®/microondas.	3	1	4
NicTone®/baño de agua.	2	3	5
NicTone®/microondas.	6	2	8
Probase Hot®/baño de agua.	2	2	4
Probase Hot®/microondas.	4	3	7

El grupo que presentó mayor numero de porosidades fue PH MIC (7), OP TEM y PH TEM fueron los grupos que presentaron menor número de porosidades.

GRÁFICA 5. POROS ENCONTRADOS EN 1 cm².





POROSIDAD EN LAS RESINAS ACRÍLICAS

GRUPO 1. OPTI-CRYL® POLIMERIZADO EN BAÑO DE AGUA.

Las flechas blancas señalan la ubicación de los poros encontrados en 1 cm², Figuras 1 y 3 a 10X y en las Figuras 2 y 4 se observan los poros en 40X.



Figura 1. Imagen vista al microscopio 10X

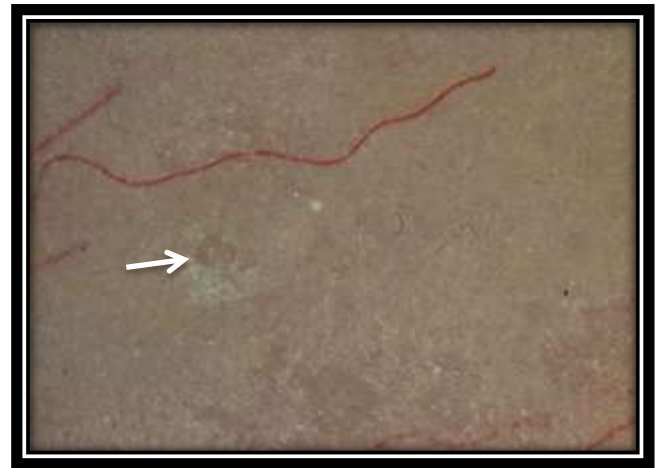


Figura 2. Imagen vista al microscopio 40X

GRUPO 2. OPTI-CRYL® POLIMERIZADO CON MICROONDAS.



Figura 3. Imagen vista al microscopio 10X

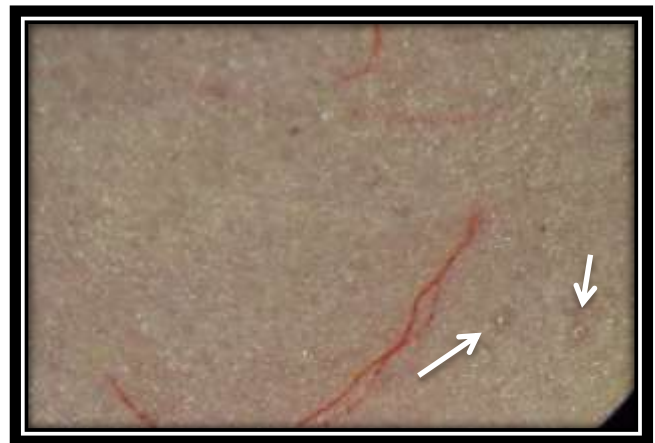


Figura 4. Imagen vista al microscopio 40X



GRUPO 3. NIC TONE® POLIMERIZADO EN BAÑO DE AGUA.

Las flechas blancas señalan la ubicación de los poros encontrados en 1 cm², Figuras 5 y 7 a 10X y en las Figuras 6 y 8 se observan los poros en 40X.



Figura.5 Imagen vista al microscopio 10X

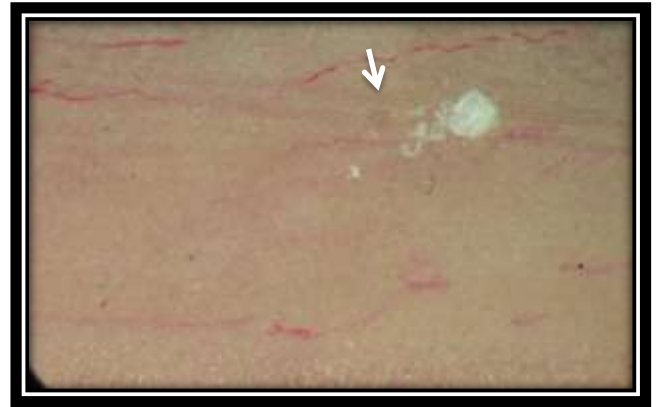


Figura.6 Imagen vista al microscopio 40X

GRUPO 4. NIC TONE® POLIMERIZADO CON MICROONDAS.



Figura.7 Imagen vista al microscopio 10X

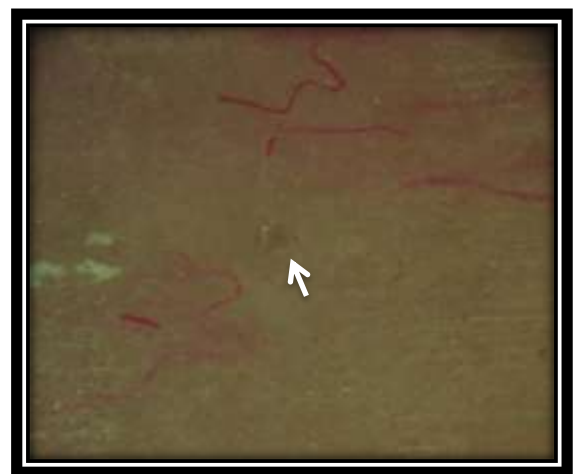


Figura.8 Imagen vista al microscopio 40X



GRUPO 5. PROBASE HOT® POLIMERIZADO EN BAÑO DE AGUA.

Las flechas blancas señalan la ubicación de los poros encontrados en 1 cm² Figura 9 y 11 a 10Xy en la Figura 10 y 12 se observan los poros en 40X.



Figura.9 Imagen vista al microscopio 10x

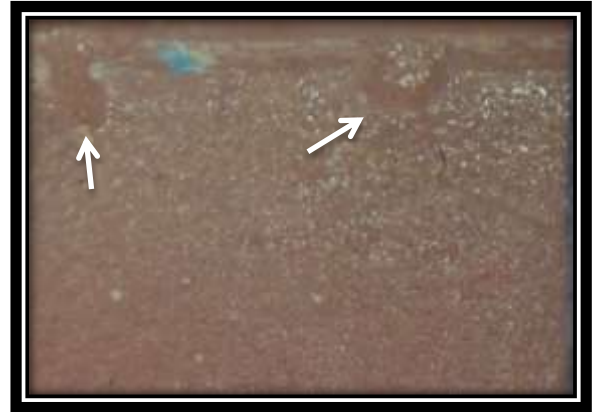


Figura.10 Imagen vista al microscopio 40x

GRUPO 6. PROBASE HOT® POLIMERIZADO CON MICROONDAS.



Figura.11 Imagen vista al microscopio 10x

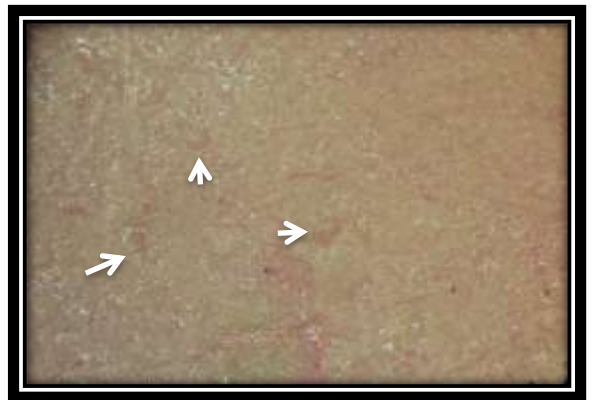


Figura.12 Imagen vista al microscopio 10x



4.2. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este estudio se realizaron las pruebas de sorción en agua, solubilidad, estabilidad de color, resistencia a la flexión y porosidad, utilizando el material y equipo conforme se indica en la norma 1567 de ISO.

SORCIÓN DE AGUA Y SOLUBILIDAD

Todas las muestras polimerizadas con baño de agua y microondas en la prueba de sorción de agua y solubilidad cumplen con los valores que especifica la norma 1567 de ISO.⁵⁶

Meloto⁶⁵ realizó un estudio de sorción en agua polimerizando resinas acrílicas en baño de agua a 73 °C por 9 h y en microondas 20 min/90W y 5/min 450, no encontró diferencias estadísticamente significativas. En el presente estudio en la prueba de sorción en agua no existió diferencia estadísticamente significativa ($p=0.158$), pero si en la prueba de solubilidad al igual que en el estudio realizado por Acosta-Torres,¹⁶ cruzando los métodos de polimerización no presentaron diferencias estadísticamente significativas en sorción de agua pero si en solubilidad, los resultados son semejantes debido a que la técnica de preparación, los tiempos temperaturas utilizados en la polimerización y la norma utilizada fue la misma.

En este estudio obtuvimos valores de OPTI-CRYL® polimerizado en microondas en sorción de agua de 18 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ y OPTI-CRYL® polimerizado en baño de agua en solubilidad 1 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Estos valores coinciden con los presentados en la ficha técnica de New Stetic⁶⁹, sorción de agua 18 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ y solubilidad de 1 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

El valor de solubilidad en las resinas acrílicas representa la cantidad de monomero residual, plastificantes e iniciadores que son eliminados al sumergir las resinas en agua. Estos componentes liberados pueden irritar a los tejidos blandos. Las resinas acrílicas son insolubles en los fluidos bucales y solubles en solventes orgánicos que entran en contacto cuando se limpian.^{16,25,71}



ESTABILIDAD DE COLOR

No hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.196$) entre los valores de la estabilidad del color (ΔE) de las diferentes muestras preparadas conforme a los diferentes procedimientos entre las 3 marcas probadas. Que no existan diferencias significativas entre las muestras, no quiere decir, que no haya cambios entre antes y después de la inmersión en agua.

La diferencia de color representa la magnitud del cambio en un color con respecto al tiempo; es decir, la medida de un punto dado en dos tiempos, permite la determinación del cambio que presenta dicho punto durante el lapso. Esta es una medida diacrónica, y solo es posible calcularla para un mismo punto en su posición específica, pero en dos momentos temporales. Si $\Delta E = 0$, no hay cambio alguno en el color; si $\Delta E > 0$, hay cambio en el color. Cambios entre 0.1 y 0.9, se consideran insignificantes; del orden de 1 a 4.9, se consideran moderados; del orden de $\Delta E > 5$ se consideran radicales.⁷³

OP TEM (ΔE 4.3), OP MIC (ΔE 3), Nic TEM (ΔE 1), Nic MIC (4.3), PH TEM (ΔE 2.3) presentaron cambios moderados.

PH MIC presentó ΔE de 5.3 se considera radical. Salinas⁷³ refiere que si ΔE es mayor a 5, significa que se presentó un cambio significativo de color que es detectado por el ojo humano.

Se analizaron los valores ΔL , Δa Y Δb de cada grupo para determinar si aumentó o disminuyó la “blancura”, el tono rojo-verde, el amarillo-azul, en los grupos PH MIC y OPT TEM disminuyeron todos los tonos razón por la cual ΔE cambió moderadamente tendiendo a 5, en particular PH MIC (5.3) Nic MIC y OP TEMP mostraron el mismo valor de 4.3. Se puede inferir que el tipo de energía que recibe cada resina, afecta la estabilidad de color.



MÓDULO ELÁSTICO Y RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

El módulo elástico refleja la rigidez del material, el hecho de que un módulo elástico tenga un valor bajo se justifica porque si una dentadura es muy flexible provoca pérdida ósea y por ende la inestabilidad de la prótesis, debido a un mal sellado periférico, lo cual no es funcional en la clínica, para evitar dicho comportamiento es preferible que las resinas acrílicas para bases de dentaduras permitan la distribución de cargas.^{44,72}

Bastidas⁶⁶ comparó la resistencia a la flexión de las muestras de resina acrílica realizada con dos métodos diferentes de polimerización: baño de agua (Veracril-New Stetic 88.33 MPa) y microondas (Ez Cryl 88.92 MPa) valores de acuerdo a la Norma ISO 1567, en sus resultados no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos ($P > 0,05$) Aunque estadísticamente no hubo diferencias significativas para los dos grupos, el estudio indica una ligera ventaja para el método de baño de agua. En el presente estudio la resina acrílica OPTI-CRYL® de la empresa New-Stetic presentó un comportamiento parecido OP TEM (77.3 MPa) OP MIC (76.6 MPa) los resultados son semejantes en cuanto al comportamiento del material porque la resina acrílica OPTI-CRYL® fue mejorada químicamente por el fabricante para ser utilizada por los dos métodos de polimerizado. En el caso de Nic MIC y PH MIC presentaron valores más bajos que al realizarse en baño de agua como sugiere el fabricante.

De acuerdo a lo especificado por la norma 1567 de ISO,⁵⁶ el módulo elástico mínimo para las bases de dentaduras es de 2000 MPa, en este estudio las resinas acrílicas PROBASE HOT®, NIC TONE® y OPTI-CRYL® polimerizadas con baño de agua y microondas cumplen con lo anterior al presentar valores superiores.

La norma indica que el valor mínimo de la resistencia a la flexión es 65 MPa, PROBASE HOT® polimerizado en microondas presentó un resultado menor (61.539 MPa), todas las demás muestras de resinas acrílicas presentaron valores superiores al mínimo establecido.



Las resinas acrílicas PROBASE HOT® y NIC TONE® polimerizadas en microondas presentaron mayor porosidad, estos resultados influyen en la resistencia a la flexión, porque las resinas acrílicas con mayor porosidad se fracturan con más facilidad.⁶⁷

POROSIDAD

La norma 1567 ISO⁵⁶ menciona que en la prueba de porosidad se debe realizar una inspección visual, lo cual puede dar un resultado no confiable, por ende las muestras fueron observadas en un microscopio óptico a 10X delimitando un área de 1cm² para cuantificar la presencia de poros.

Alkatib¹⁷, Bafile⁶² y Acosta¹⁸, reportaron mayor cantidad de poros en las muestras de resina acrílica indicada para baño de agua, polimerizadas con microondas, lo cual coincide con el presente estudio. Las resinas acrílicas PROBASE HOT® y NIC TONE® polimerizadas en microondas, presentaron mayor número de porosidades Nic MIC 8 y PH MIC 7, en comparación con las muestras polimerizadas en baño de agua Nic TEM 5 y PH MIC 4.



4.3. CONCLUSIONES

Las resinas acrílicas para base de dentadura polimerizadas a través del método de microondas y en baño de agua, no presentaron cambios significativos en la prueba de solubilidad. Respecto a las pruebas de sorción en agua, estabilidad de color, módulo elástico, resistencia a la flexión, flexión máxima y porosidad, se presentaron cambios significativos, teniendo mejores resultados en los métodos de polimerización indicados por los fabricantes.

Con los resultados obtenidos en este estudio, se demuestra la importancia de manipular los materiales según las indicaciones del fabricante, de no ser así se verán modificadas algunas propiedades físicas y mecánicas.

De las resinas acrílicas para base de dentaduras más utilizadas en México y evaluadas en este estudio, Opti-Cryl® microondas y Probase Hot® baño de agua son mejores, ya que presentan menores valores de sorción de agua, solubilidad, mejor estabilidad de color, además de presentar los valores más adecuados en modulo elástico, resistencia a la flexión y flexión máxima.



Referencias Bibliográficas

1. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co. 3° ed. Canada; 2002.
2. Vega del Barrio J. Materiales en odontología. Mosby. 1° ed. Barcelona; 1996.p.259.
3. Osawa J. Prostodoncia total. Universidad Nacional Autónoma de México. 5° ed. México; 2009.
4. Naranjo AO, Ibarra JG, Espinoza AS. In fl uencia de los cambios térmicos en la de fl exión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos. Rev Odontológica Mex 2014;18:170-4.
5. Ganzarolli SM, Mello AN De, Shinkai RS, Del AA, Cury B. Internal Adaptation and Some Physical Properties of Methacrylate-based Denture Base Resins Polymerized by Different Techniques. J Biomed Mater Res B Appl Biomater.2006;169-73.
6. Lamers E. A method to detect denture base surface errors. J Prosthet Dent 1991;65:145.
7. Kuri JJ, Barceló FS, Santos AE, Acosta LST. Comparación de fuerza de union de 3 marcas de dientes de resina acrílica sobre 2 diferentes marcas de resinas acrílicas para base de dentaduras. Rev Odontológica Mex 2008;12:76–80.
8. Seo RS, Vergani CE, Pavarina AC, Compagnoni MA, Machado AL. Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact and relined acrylic resin denture bases. J Prosthet Dent 2007;98(3):261-223.
9. Rizzatti-Barbosa CM, Ribeiro-Dasilva MC. Influence of double flask investing and microwave heating on the superficial porosity, surface roughness, and Knoop hardness of acrylic resin. J Prosthodont. 2009;18:503-6.
10. Faot F, Rodrigues Garcia RCM, Del Bel Cury AA. Fractographic analysis , accuracy of fit and impact strength of acrylic resin. Braz Oral Res. 2008;22(4):334-339.
11. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials . A comparative study. Int J Prosthodont.1999;804–8.
12. Winkler S. Prostodoncia total. Limusa. México; 1999.
13. Dixon C. Materiales dentales aplicaciones clínicas. España, Ed. Manual Moderno; 2012.



14. Opti-cryl®. New stetic. Ficha tecnica tesina acrilica termopolimerizable DPFTPT-025 3. 2009. p.5.
15. Soto PJ LS. Comparación de cambios dimensionales en bases protésicas de acrílicos curados por calor y microondas. *Rev Odontológica Mex* 2004;8(1-2):10–6.
16. Acosta-Torres LS, Barceló-Santana FH. Desarrollo de la molécula de poli(metil metacrilato) termopolimerizable para bases de dentaduras (tesis doctoral). México. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Odontología; Tesis de doctorado, 2009.
17. Alkhatib MB, Goodacre C, Swartz M, Muñoz-Viveros C AC. Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont*. 1990;3:249-255.
18. Acosta-Torres LS, Arenas MC, Nuñez-Anita RE, Barceló-Santana FH, Álvarez-Gayosso CA, Palacios-Alquisira J, et al. Acrylic resin cured in distinctively by water bath or microwave energy for dentures. *J Nanomater*. 2014:1-8.
19. Barbosa DB, Souza RF, Pero AC, Marra J, Compagnoni MA. Flexural strenght of acrylic resins polymerized by different cycles. *J Appl Oral Sci* 2007;15:424-428.
20. Compagnoni MA, Barbosa B, Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent* 2004;91:281-285.
21. Al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dental Materials* 1988;4:25-32.
22. Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994;21:103-109.
23. Urban VM, Machado AL, Oliveira R V, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dental Materials* 2006;3:363-368.
24. Spartalis GK, Cappelletti LK, Schoeffel AC, Michél MD, Pegoraro TA, Augusto C, et al. Effect of conventional water-bath and experimental microwave polymerization cycles on the flexural properties of denture base acrylic resins. *J Dent Mater* 2015;34(5):623-628.
25. Craig R. *Materiales Dentales*. HARCOURT BRACE 10°ed. México; 1998. p.500.
26. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002;87:364-379.



27. Macchi RL. *Materiales Dentales*. 4^oed. Argentina: Editorial Médica Panamericana; 2007.p.344-345.
28. Guzmán. H. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. ECOE editores 4^o ed. Colombia; 1990.p.215.
29. Anusavice. *La Ciencia De Los Materiales Dentales*. Elsevier Saunders 11^o ed. España; 2004.p.143,155p.
30. Toledano M, Osorio R. *Arte y Ciencia de los materiales odontologicos*. Ediciones. MADrid; 2003.p.110-117.
31. Pine S. *Química Orgánica*. 2^o ed. McGraw-Hill; 1988.p.984-889.
32. Craig R, ob. Cit pp.500-501.
33. Rizzatti-barbosa M, Gabriotti MN, Machado C, Joia A, Ribeiro MC, Sousa RLS. Influence of mechanical and chemical polishing in the solubility of acrylic resins polymerized by microwave irradiation and conventional water bath. *Dental Materials*. 2004; 9:565–9.
34. Guzmán H, ob. Cit pp.214-217.
35. Noort RV. *Introduction to Dental Materials*. 2^oed. Mosby. England; 2002.p. 33-41.
36. Macchi RL, ob. Cit pp.354.
37. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005 Jul;94(1):10-92
38. Gil Villagra L.J. Análisis de las propiedades fisicomecánicas de los plásticos utilizados para base protésicas en función a la norma ISO 1567:1a parte: dureza. *Rev Int prótesis estomatológica*. 2000;2:117–26.
39. Wallece PW, Graser GN, Myers ML PH. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energyle.*J Prosthet Dent*. 1991;66:403–9.
40. Acosta-Torres LS, Venegas Lancón R.D MM V. Nanotecnología en materiales dentales, (Aplicación en Resinas Acrílicas (PMMA) Utilizadas en Prótesis Total). Editorial Académica Española; 2012.p.148.
41. ChunMX, Changxi S, Weizhou H. Rapid processing procedure for heat polymerization of polymethylmethacrylate in a pressure cooker with automatic controls. *J Prosthet Dent* 1996; 76(4):445-446.



42. Serrano-Hernández L, Barceló-Santana FH, Santos-Espinoza A. Deflexión transversa de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura. *Rev Odontológica Mex.* 2013;17:146–51.
43. Anusavice P, ob. Cit pp. 170-178.
44. Cortés Servín C, Santos-Espinoza A. Determinación de las propiedades de flexión dentaduras sometidas a diferentes temperaturas (tesis licenciatura). México. Universidad Nacional Autónoma de México.Facultad de Odontología; 2009.
45. Victoria R, Guajardo R, Maya RM, Alicia S, Balderas E, Antonieta M, et al. Rugosidad superficial de tres resinas acrílicas.*Revista ADM* 2014; 71 (3): 142-146
46. Cova JL. *Biomateriales Dentales. AMOLCA.* 2° ed.Venezuela; 2010. p.335-339
47. Acosta-Torres LS, Moreno Maldonado V. Estudio de propiedades físicas de algunos polímeros para bases de dentaduras con base en la Norma No. 12 de la ADA (tesis licenciatura). México. Universidad Nacional Autónoma de México.Facultad de Odontología; 2003.
48. Barceló FH, Palma JM. *Materiales dentales conocimientos básicos aplicados.* Trillas. 3° ed. México; 2008.p. 227.
49. Botega DM, Cunha R, Rodrigues M. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. *Brazilian Oral Research.* 2004;18(1):23–28.
50. Rizzatti-Barbosa CM, Del Bel Cury AA,Rodrigues Garcia RCM. The Use of Microwave Energy in Dental Prosthesis, *Advances in Induction and Microwave Heating of Mineral and Organic Materials.* StanisławGrundas. INTECH. 2009;424-458.
51. Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S, May O. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair.*J Prosthet Dent .* 2005;94:259–266.
52. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004;20(2):133–41.
53. Gil Villagra LJ, Martínez Ramos JM, Sánchez Sánchez T. Analisis de propiedades fisicomecanicas de plasticos utilizados como bases proteticas en función de la norma IOS 1567:1°Parte DurezaI.*Rev Int de Prótesis Estomatológica.* 2000;2(2):177-126.
54. O'Brien WJ. *Materiales Dentales.* Buenos Aires: Médica Panamericana; 1986.p. 66.



55. Eduardo C, Lombardo L, Vicente S, Maurício J, Reis N, Lucia A, et al. Effect of microwave irradiation and water storage on the viscoelastic properties of denture base and relined acrylic resins. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;5(1):53–61.
56. ISO 1567. *Dentistry-Denture base polymers.* Geneva: International Organization for Standardization; 1999.
57. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Strength of Relined Denture Base Polymers Subjected to Long-Term Water Immersion. *Int J Prosthodont* 2000;13(3):205–8.
58. Assunção WG, Barão VAR, Pita SM, Goiato MS. Effect of polymerization methods and thermal cycling on color stability of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):385–92.
59. Pero AC, Barbosa DB, Marra J, Ruvolo-Filho AC, Compagnoni MA. Influence of Microwave Polymerization Method and Thickness on Porosity of Acrylic Resin. *J of Prosthodont.* 2007;17(2):125-129.
60. Keller JC, Lautenschlager EP. Porosity reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1985;53(3).
61. Venegas Lacón RD, Acosta Torres LS. Desarrollo de un polímero multifuncional para elaborar bases de registro para prótesis totales (tesis Maestría) México. Universidad Nacional Autónoma de México. ENES Unidad León; 2014.
62. Bafile M, Graser GN, Myers ML LE. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991;66:266–74.
63. Rosas, Gisell . Molina LG fernando. Estudio comparativo de dos técnicas de termocurado, tradicional y en microondas. *Odontol actual.* 2010;8(89):16–20.
64. Levin B, Sanders JL RP. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1989;61(3):381.
65. Meloto Carolina B, Silva-Concílio LR, Machado C, Ribeiro Margarete C, Joia Fábio A, Rizzatti-Barbosa CM. Water sorption of heat-polymerized acrylic resins processed in mono and bimaxillary flasks. *Braz. Dent. J.* 2006;17(2): 122-125.
66. Bastidas AM, Buitrago DM, Chaux BA GC. Estudio comparativo de la resistencia flexural de placas acrílicas polimerizadas por dos métodos (termocurado y microondas). *Rev Odontos.* 2012;13(37):17–27.
67. Ramirez Puente, A., Guillen Burgos, L., & Giraldo Cifuentes H. Comparación de la resistencia flexural de dos resinas acrílicas termopolimerizables (convencionales y de alto impacto). *Rev Colomb Investig en Odontol.* 2012;3(8):106–13.



68. Nic tone®. Manufacura Dental Continental, S.A. de C.V. instructivo de uso.
69. Opti-cryl®. New stetic. Ficha tecnica tesina acrilica termopolimerizable DPFTPT-025 3. 2009.
70. Probase Hot®. Ivoclar Vivadent.Instructivo de uso. 2012.
71. Machado,AL Vergani CE. Water sorption, solubility and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizig acrylic resin. J Prosthetic Dent 1998;80:434-8.
72. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. J Prosthetic Dent 2005;93:372-7.
73. Salinas Nolasco MF. Caracterización cromática total de obras pictóricas a través del mapeo topológico espectrofotométrico. Memorias del V simposio latinoamericano de física y química en arqueología, arte y conservación de patrimonio cultural. Quito, Ecuador, 21 al 23 octubre 2015: 141-160.