



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Estudios Superiores Iztacala

**COMPARACIÓN MICROSCÓPICA Y FLEXURAL ENTRE LA
TÉCNICA DE TERMOPOLIMERIZADO Y LA TÉCNICA DE
POLIMERIZADO POR MICROONDAS DE DOS RESINAS
ACRÍLICAS USADAS EN LAS PRÓTESIS TOTALES**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A (N)

Diana Berenice Alba Cruz

Director

Dr.

Carlos Andrés Gallardo Leyva

Dictaminadores

Esp.

Adriana Juárez García

Mtro.

Manuel Javier Toriz Maldonado





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.

DEDICATORIA

A Dios porque sin él nada de esto hubiera sido posible.

A mis padres Alfredo Alba y Silbia Cruz por su sacrificio y esfuerzo, por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad, muchos de mis logros se los debo a ustedes y éste no es la excepción, por darme la oportunidad de estudiar una carrera universitaria y creer en mi capacidad, por brindarme su paciencia, comprensión y amor, con sus palabras de aliento no me dejaban decaer para que siguiera adelante y cumpliera mis metas.

A mi hermano Juan Pablo Alba por estar siempre a mi lado, por preocuparse por su hermana mayor y por escucharme. Espero ser un gran ejemplo en tu vida.

A mis amigos Ismael Chávez y Viridiana Mendoza que de una u otra forma me escucharon o dieron unas palabras de aliento para no rendirme nunca.

Finalmente pero no menos importante, a mis profesores que con sus enseñanzas, apoyo y motivación impulsaron el desarrollo de mi formación profesional.

AGRADECIMIENTOS

A mi asesor de tesis el Dr. Carlos Andrés Gallardo Leyva por su paciencia, comprensión y dedicación no solo en la elaboración del presente sino a lo largo de mi preparación profesional

A la Esp. Adriana Juárez García por ser una excelente profesora, por guiarme y apoyarme en la preparación de mi tesis.

Al Mtro. Manuel Javier Toriz Maldonado por su apoyo y palabras de aliento.

A la Esp. Blanca Rosa Vargas Gutiérrez por ayudarme en la elaboración de la tesis.

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por aceptarme en el Laboratorio de Materiales Dentales, por su apoyo, enseñanza y paciencia en el proceso experimental del presente trabajo.

A la Dra. Teresa Baeza Kingston y al Ing. Carlos Alvarez Gayosso por su apoyo en el manejo de los materiales, instrumentos y equipo del laboratorio.

Al Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología, Unidad de Investigación, División de Estudios de Posgrado.

Por ultimo quiero agradecer a la UNAM por haberme dado la oportunidad de pertenecer a la Mayor Casa de Estudios, por haberme regalado momentos invaluables en mi vida.

**COMPARACIÓN MICROSCÓPICA Y FLEXURAL ENTRE LA TÉCNICA
DE TERMOPOLIMERIZADO Y LA TÉCNICA DE POLIMERIZADO POR
MICROONDAS DE DOS RESINAS ACRÍLICAS USADAS EN LAS
PRÓTESIS TOTALES**

Diana B. Alba Cruz

INDICE

RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	3
INTRODUCCIÓN.....	5
CAPITULO I. MARCO TEÓRICO.....	7
1.1 Historia. Antecedentes de los materiales dentales.....	8
1.2 Periodo de los adelantos mecánicos de los materiales dentales 1840-1900....	9
1.3 Progresos de los materiales dentales desde 1900.....	9
1.4 Definición de resina acrílica.....	10
1.5 Definición de polímero.....	10
1.6 Definición de Homopolímero.....	10
1.7 Definición de polimerización.....	10
1.8 Proceso de polimerización.....	11
1.9 Etapas de manipulación de la resina acrílica.....	11
1.10 Clasificación de las resinas acrílicas.....	12
1.11 Propiedades físicas de las resinas acrílicas.....	12
1.12 Requisitos que deben cumplir las resinas acrílicas.....	15
1.13 Composición de las resinas acrílicas para bases de prótesis.....	17
1.14 Indicaciones de las resinas acrílicas.....	18
1.15 Resinas acrílicas de termocurado.....	18
1.15.1 Usos.....	18
1.15.2 Presentación comercial.....	19
1.15.3 Manipulación.....	19
1.15.4 Obtención de la mezcla de resina.....	20
1.15.5 Factores que influyen en el tiempo de la reacción.....	20

1.15.6 Empaquetamiento de la resina.....	20
1.15.7 Ciclo de curado o de polimerización.....	20
1.15.8 Demuflado.....	21
1.15.9 Pulido.....	21
1.16 Resina polimerizada por microondas.....	21
1.16.1 Composición.....	22
1.16.2 Usos y aplicaciones.....	22
1.16.3 Ventajas.....	22
1.16.4 Características de la resina acrílica.....	23
1.16.5 Características de la mufla.....	23
1.16.6 Características del horno microondas.....	23
1.16.7 Técnica de trabajo.....	23
1.16.7.1 Encerado.....	23
1.16.7.2 Apertura y lavado de muflas.....	24
1.16.7.3 Preparación de la resina.....	24
1.16.7.4 Empaquetado.....	24
1.16.7.5 Polimerización.....	24
1.17 Defectos que puede tener una pieza de resina acrílica.....	25
1.17.1 Porosidad.....	25
1.17.2 Tinción.....	25
1.17.3 Deformación.....	25
1.17.4 Falta de reproducción de detalles.....	26
1.17.5 Deterioro de resina.....	26
1.17.6 Disminución de la resistencia.....	26

CAPITULO II. METODOLOGÍA.....	27
2.1 Material.....	28
2.2 Confección de las muestras en cera.....	28
2.3 Elaboración de las muestras por técnica termopolimerizado convencional.....	29
2.4 Elaboración de las muestras por técnica termopolimerizado por microondas.....	31
2.5 Procedimiento experimental.....	33
2.5.1 Deflexión transversa.....	33
2.5.2 Cuadro 1.1. Técnica de termopolimerización.....	36
2.5.3 Cuadro 1.2. Técnica de polimerización por microondas.....	37
2.5.4 Prueba de porosidad.....	38
 CAPITULO III. RESULTADOS.....	 40
3.1 ANOVA. Grado Flexural.....	41
3.2 Tabla 1. Determinación del grado flexural por la técnica de Termopolimerizado.....	42
3.3 Tabla 2. Determinación del grado flexural por técnica de polimerizado por microondas.....	43
3.4 ANOVA. Porosidad.....	44
3.5 Tabla 3. Porosidad.....	45
 DISCUSIÓN.....	 46
CONCLUSIONES.....	48
REFERENCIAS.....	50

RESUMEN

Las Resinas Acrílicas son polímeros a base de polimetacrilato de metilo es el material más utilizado en la elaboración de las bases de las protodoncias; sin embargo este material no está exento aún de limitaciones, sobre todo en términos de resistencia flexural y resistencia al impacto, por lo cual resulta importante evaluar la resistencia flexural de dichas resinas teniendo en cuenta las diferentes técnicas para su procesamiento.

El **objetivo** de este estudio fue comparar la resistencia flexural, y grado de porosidad de dos resinas acrílicas termopolimerizables (convencionales y curado por microondas).

Las **hipótesis** fueron las siguientes: Hipótesis alterna (Ha). Habrá diferencia significativa en el grado de flexibilidad de la técnica convencional y la técnica de termocurado por microondas. Hipótesis nula (Ho). No Habrá diferencia significativa en el grado de flexibilidad de la técnica convencional y la técnica de termocurado por microondas. Hipótesis alterna (Ha). Habrá diferencia significativa en el grado de porosidad entre la técnica convencional y la técnica de termocurado por microondas. Hipótesis nula (Ho). No Habrá diferencia significativa en el grado de porosidad entre la técnica convencional y la técnica de termocurado por microondas.

La **metodología** fue la siguiente: **1.** Se realizaron 30 muestras confeccionadas en cera toda estación con las medidas de 65mm de largo x 10mm de ancho x 2.5mm de grosor. **2.** Se procesaron 15 muestras de las 30 con la técnica de termopolimerizado convencional y las otras 15 muestras con la técnica de polimerizado por microondas. **3.** Las muestras se colocaron en recipientes con tapa de rosca y se agregó agua bidestilada, se dejaron por 50 hrs. a 37°C. **4.** Se realizó la prueba de deflexión transversa en una Máquina de prueba universal, celda AFI, Mecmesin para determinar el grado flexural de las resinas acrílicas. **5.** Para la prueba de porosidad se seccionaron las muestras aprox. 1.5 mm donde hubo la fractura en la prueba de deflexión transversa, se paralelizaron y mediante un microscopio (MGC-10) se contabilizaron los poros en un área determinada.

Los **resultados** arrojaron que No hay diferencia significativa en el grado de flexibilidad entre la técnica convencional y la técnica de termocurado por microondas y Existe diferencia significativa en el grado de porosidad entre la técnica de termocurado por microondas, debido a que presento una menor cantidad de poros que la técnica convencional.

Palabras Claves: Resinas Acrílicas, técnica de termopolimerizado convencional, técnica de polimerizado por microondas, grado flexural, porosidad.

ABSTRACT

Acrylic resins are polymers based on polymethacrylate of methyl is the most used material in the preparation of the bases of the prostodontics; However, this material is not exempt from limitations, especially in terms of flexural strength and impact resistance, so it is important to evaluate the flexural strength of these resins, taking into account the different techniques for their processing.

The **objective** of this study was to compare the flexural strength and degree of porosity of two thermo-polymerizable acrylic resins (conventional and microwave-cured).

The **hypotheses** were the following: Alternative hypothesis (Ha). There will be a significant difference in the degree of flexibility of the conventional technique and the technique of microwave curing. Null hypothesis (Ho). There will be no significant difference in the degree of flexibility of the conventional technique and the microwave heat-curing technique. Alternative hypothesis (Ha). There will be a significant difference in the degree of porosity between the conventional technique and the microwave heat-curing technique. Null hypothesis (Ho). There will be no significant difference in the degree of porosity between the conventional technique and the microwave heat-curing technique.

The **methodology** was as follows: **1.** 30 samples made in wax all station measures 65mm x 10mm long x 2.5mm wide thick were made. **2.** 15 samples of the 30 were processed with the conventional thermo polymerization technique and the other 15 samples with the microwave polymerization technique. **3.** The samples were placed in containers with screw caps and double-distilled water was added, they were left for 50 hrs. at 37 ° C. **4.** The transverse deflection test was performed in a universal test machine, AFI cell, Mecmesin to determine the flexural degree of acrylic resins. **5.** For the porosity test the samples were sectioned approximately 1.5 mm where there was the fracture in the transverse deflection test, they were parallelized and through a microscope (MGC-10) the pores were counted in a certain area.

The **results** showed that there is no significant difference in the degree of flexibility between the conventional technique and the technique of thermoforming by microwaves and there is a significant difference in the degree of porosity between the technique of thermoforming by microwaves, due to the fact that I have a smaller number of pores than the conventional technique.

Key words: Acrylic resins, conventional thermo polymerization technique, microwave polymerization technique, flexural degree, porosity.

INTRODUCCION

El uso de las Resinas Acrílicas en la práctica odontológica es muy variada, se utilizan en las bases de las prótesis removibles totales o parciales, restauraciones provisionales, confección de portaimpresiones, guarda oclusal entre otras muchas aplicaciones, por lo tanto, es importante conocer los requisitos que debe tener un material para poder ser considerado adecuado como base de prótesis total.

Las bases de las prótesis totales, han sido numerosos los materiales ensayados a lo largo de la historia como por ejemplo el celuloide, caucho, plata, estaño, aluminio entre otros. Sin embargo desde la introducción de los polímeros acrílicos tras la segunda guerra mundial, este ha sido el material de elección para bases de prótesis totales. Existen muchos y diferentes tipos de polímeros dentales. Su presentación comercial puede ser polvo- líquido, geles y en láminas o tarjetas plásticas.

Las Resinas Acrílicas se definen como macromoléculas compuestas por una o varias unidades químicas (monómeros) que se repiten a lo largo de toda una cadena. (Gil Villagra L. 1998)

Las Resinas Acrílicas son fibras y materiales plásticos que se obtienen por polimerización del ácido acrílico (líquido incoloro, de olor picante, soluble en agua, que se forma por oxidación de acroleína) o de sus derivados. (Mónica Silva 2008)

Están compuestos por Polvo (polímero, iniciador y pigmentos orgánicos) y líquido (activador, monómero, Ag. De cadenas e inhibidor)

Existen 5 tipos de polímeros: Tipo I: polímeros termopolimerizables, Tipo II: polímeros autopolimerizables, Tipo III: polímeros termoplásticos, Tipo IV: polímeros fotopolimerizables, Tipo V: polímeros termopolimerizables con microondas. (Gil Villagra L. 1998)

El grado flexural es la capacidad que tiene un material en la deformación en una dirección perpendicular a su eje longitudinal.

El grado de porosidad es la cantidad de poros que se encuentra en una superficie.

En el presente trabajo se analizarán y compararán las características físicas (grado flexural, y grado de porosidad) de dos técnicas de resinas (técnica convencional y técnica de polimerización por microondas) en la confección de bases para prótesis totales.

CAPITULO I

MARCO TEORICO

1.1 HISTORIA. ANTECEDENTES DE LOS MATERIALES DENTALES

Los seres humanos siempre han buscado la restauración de aquellas partes del cuerpo perdidas a consecuencia de accidentes o enfermedades. Y en el campo de la odontología no ha sido una excepción ya que desde hace miles de años se han intentado reemplazar aquellos dientes que faltaban.

La constante investigación de los materiales y métodos para la restauración ha constituido un motivo de estudio desde hace varios siglos. (Gil Villagra L. 1998)

Los primeros aparatos dentales se deben a la artesanía de los etruscos, otras civilizaciones y al descubrimiento de las minas de oro en Nubia en el año 2900 a. C. Los fenicios empleaban oro blando o en rollo y alambre de oro para su construcción, también soldadura y cajas de seguridad, usaron impresiones y modelos. En el año 754 a. C. Los etruscos fueron los artesanos más habilidosos de la época, producían puentes muy complejos en los que se empleaban bandas de oro soldadas entre sí por púnticos hechos de diferentes piezas dentales de humanos o animales.

En el año 600 a.C. se tratan las reliquias de Mayer, se describe una prótesis en la que un par de centrales habían sido reemplazados por un diente de Boj. Y En el año 300 a. C. Se descubre la artesanía romana, se confirma que las coronas ya se usaban en el primer siglo a.C. En el año 65 a. C. se mencionó el uso del marfil y de madera para hacer dientes artificiales.

De 1600 a 1840 quedaron establecidos los cimientos de la odontología como ciencia.

En Francia, Alemania e Italia se utilizaban dientes de hueso y marfil tallados sujetos a los dientes vecinos con alambres de oro y plata. En 1700 Mattheus Gottfried es el primer autor que habla del uso de modelos de cera para trabajos protésicos.

De 1678 a 1761 Pierre Fauchard fue el fundador de la odontología científica moderna, describió tanto las técnicas operatorias, como la confección de prótesis. Estudio medicina, principalmente cirugía, después odontología. Describió como se deben hacer los puentes y las dentaduras completas. Propuso usar dientes de

humanos o de marfil de hipopótamo, toro o elefante. (Rodríguez Fernando M. 2013)

El Método de Fauchard consistía en sujetar una dentadura superior completa en la boca cuando los dientes inferiores naturales se conservan. Tenían Varillas planas que actúan como muelles que mantendrán las dentaduras en la boca. Los dientes estaban hechos de marfil, sujetos a una base esmaltada.

En 1778 Nicholas Dubois dentista francés presento por primera vez una dentadura completa de porcelana cocida. (Rodríguez Fernando M. 2013)

1.2 PERIODO DE LOS ADELANTOS MECANICOS DE LOS MATERIALES DENTALES 1840-1900

En 1851 Nelson Goodyear anuncia un método para producir vulcanita la cual fue usada en la fabricación de las placas dentales, sustituyendo al marfil tallado como bases para dentaduras. Las sobredentaduras datan a partir del año de 1856, prótesis completas sujetadas de implantes o raíces de dientes naturales.

En 1869 J. Smith Hyatt descubrió el celuloide el cual empezó a usarse como material de bases para dentadura. A finales del siglo XIX se conocían los principios fundamentales en los que se basaban procedimientos tales como: obtención de impresiones, construcción de dentaduras parciales y totales. (Mauricio C. 2009)

1.3 PROGRESOS DE LOS MATERIALES DENTALES DESDE 1900

Con el nacimiento del siglo XX los diferentes materiales y procesos empleados en odontología restauradora experimentaron muchas mejoras. En 1901 Carl Christensen diseña un método para obtener las trayectorias condilares. En 1920 Forest H. Bunting realizo el primer tratamiento protésico. En 1925 aparece el primer material estampado de cintas elásticas, el hidrocoloide. (Mauricio C. 2009)

En 1928 la Oficina Nacional de Normatividad se integró a la ADA y permitió la organización de los primeros consensos sobre los materiales dentales en Estados Unidos y en todo el mundo.

Desde entonces la ADA junto con las asociaciones de cada país investigan las características físicas y químicas de los distintos materiales dentales.

En 1935 se comienza a usar la resina acrílica polimerizada como base para los dientes artificiales y reemplazaron al caucho vulcanizado. (Silva M., 2008)

1.4 DEFINICION DE RESINA ACRILICA

Fibras y materiales plásticos que se obtienen por polimerización del ácido acrílico (líquido incoloro, de olor picante, soluble en agua, que se forma por oxidación de acroleína) o de sus derivados.

1.5 DEFINICION DE POLIMERO

Grandes moléculas, formadas por muchas unidades pequeñas que se repiten, llamadas monómeros. El número de unidades que se repiten en una molécula grande se llama grado de polimerización. Los materiales con un grado elevado de polimerización se denominan altos polímeros.

1.6 DEFINICION DE HOMOPOLÍMEROS

Polímero con un solo tipo de unidad que se repite. En los copolímeros se repiten varias unidades distintas.

1.7 DEFINICION DE POLIMERIZACION

Un material orgánico sintético se forma a partir de un polímero. El proceso se llama polimerización como resultado del cual el gas o líquido se transforma en un

sólido. Puede ser iniciada por medios físicos (calor, radiación) o químicos (cambio de concentración o agente químico). (Silva M. 2008)

1.8 PROCESO DE POLIMERIZACION

- Activación: descomposición del iniciador de peróxido de benzoilo
- Iniciación: el radical libre formado por presencia del activador, reacciona con moléculas de monómero
- Propagación: el nuevo radical libre es capaz de reaccionar con más monómero
- Terminación: la reacción sigue hasta agotar el número de monómero.

1.9 ETAPAS DE MANIPULACION DE LA RESINA ACRILICA

- Arenosa: fase de activación, consistencia similar a la arena
- Filamentosa: fase adhesiva se inicia la reacción. El producto se vuelve pegajoso y forma hilos que se adhieren a la espátula.
- Plástica: se puede moldear y no se pega. Esta etapa es la que se aprovecha para llevarla al molde.
- Gomosa: consistencia más dura y poco manejable
- Endurecimiento total: en esta etapa ya se encuentra endurecido en la forma que se le dio.

Los polímeros tienen hoy múltiples usos en odontología y su aplicación con biomateriales crece aceleradamente. Tienen propiedades que les hacen especialmente útiles para la fabricación de dispositivos dentales; como que es originalmente clara e incolora, pero puede teñirse con facilidad, de aquí que es idónea para que se le den colores y tonos de las estructuras de la boca, como dientes o encía. (Silva M. 2008)

1.10 CLASIFICACION DE LAS RESINAS ACRILICAS

- TIPO I: polímeros termopolimerizables
- TIPO II: polímeros autopolimerizables
- TIPO III: polímeros termoplásticos
- TIPO IV: polímeros fotopolimerizables
- TIPO V: polímeros termopolimerizables con microondas. (Gil Villagra L. 1998)

1.11 PROPIEDADES FISICAS DE LAS RESINAS ACRILICAS

Para entender el comportamiento de las resinas para base de prótesis mencionaremos las características más importantes y que influyen en el comportamiento y funcionamiento de las prótesis removibles una vez instaladas en boca.

Contracción de polimerizado:

Cuando la resina convencional termocurada se mezcla en la proporción de polvo y líquido sugerida (3:1) la contracción volumétrica mostrada por la masa polimerizada es alrededor del 6 al 7%. Este porcentaje está de acuerdo con valores observados en investigaciones de laboratorio y clínicas. La adaptación de la base a los tejidos blandos subyacentes no es afectada significativamente cuando los materiales son manipulados en forma apropiada.

También existe lo que se denomina contracción lineal, la cual influye significativamente en la adaptación a la base de la prótesis y el engranamiento cuspídeo entre los dientes. Por convención, los valores de contracción lineal se determinan por la medición de la distancia entre dos puntos de referencia predeterminados en la región del segundo molar de la prótesis total.

Después que la prótesis es removida de la mufla se deben medir nuevamente los puntos de referencia. La diferencia entre las medidas se registra como contracción lineal. Cuanto mayor sea esta medida, mayor será la discrepancia en el ajuste inicial de la prótesis. Si se tiene en cuenta que la contracción volumétrica proyectada es del 7%, la contracción lineal que presentará una prótesis será del 2%, siendo lo ideal menos del 1%.

El examen del proceso de polimerizado indica que la contracción térmica de la resina es primariamente responsable del fenómeno de contracción lineal en los sistemas de termocurado. La presión mantenida sobre la mufla ensamblada causa en la resina una contracción de aproximadamente igual velocidad a la del yeso piedra que la rodea.

Las resinas de autocurado o curado químico cuando son usadas para la confección de prótesis muestran, según Phillips (2004) mejor adaptación que las construidas con resinas termocuradas. La razón estaría dada a que no hay contracción térmica negativa. Así mismo hay otros factores que influyen sobre los cambios dimensionales de las bases como lo son el tipo de revestimiento elegido, el método de aplicación de la resina, y la temperatura empleada para activar la polimerización.

Las técnicas de resinas fluidas usadas en conjunto con los materiales de hidrocoloides producen disminución de la dimensión vertical en el paciente. En cambio las prótesis elaboradas utilizando resinas por curado térmico o químico en conjunto con las técnicas de moldeado por compresión muestran incrementos de la dimensión vertical, lo cual se considera deseable o menos perjudiciales dado que permiten corregir la dimensión por medio de desgastes oclusales de los elementos dentarios artificiales. (Gotusso C. 2017)

Porosidad:

La presencia de poros superficiales o internos pueden comprometer las propiedades físicas, estéticas e higiénicas de una prótesis. Tales poros resultan de la vaporización del monómero no reaccionado y del polímero de bajo peso molecular, cuando la temperatura de una resina alcanza o sobrepasa los puntos de ebullición de estas.

Los poros también resultan de un mezclado inadecuado del polvo y líquido, por presión inadecuada o insuficiente material en el molde durante la polimerización (Phillips 2004, Sunint 2013).

Absorción de agua:

El polimetilmetacrilato absorbe pequeñas cantidades de agua cuando se lo coloca en un medio acuoso. Esto ejerce efectos significativos sobre las propiedades mecánicas y dimensionales de los polímeros. Esta absorción acuosa estaría dada por el fenómeno de difusión, es decir, las moléculas de agua penetran el PMMA y ocupan posiciones dentro de las cadenas del polímero. En consecuencia las cadenas del polímero se desplazan y se produce expansión en la masa de la

resina polimerizada en primera instancia y luego las moléculas de agua interfieren con el entrecruzamiento de las cadenas del polímero actuando como plastificador.

Se ha estimado que por cada 1% de aumento en peso producido por la absorción de agua, la expansión de la resina acrílica es de 0,23% linealmente. Esta expansión es aproximadamente igual a la contracción térmica encontrada como resultado del proceso de polimerización. Por eso estos procesos se compensan uno al otro.

Como se dijo anteriormente las moléculas de agua pueden interferir con la maraña de las cadenas de polímeros y pueden cambiar las características físicas, como cambio de forma o inestabilidad dimensional (Macci 2007) y también disminuir las propiedades mecánicas de los polímeros resultantes (Phillips 2004, Gil Villagra 2000) y de dureza (Azevedo 2005). Esto permite la relajación de la tensión ocurrida durante la polimerización. Estos cambios son relativamente menores y no tienen efectos apreciables en el ajuste o función de las bases y son reversibles, si la resina es privada de un medio húmedo acuoso. (Gotusso C. 2017)

Desde el punto de vista clínico, la absorción acuosa puede considerarse un factor positivo para la confección de prótesis removibles parciales o totales, al compensar la contracción por la polimerización. Si antes de su instalación en boca, al aparato lo dejamos sumergido unos tres días en agua antes, mejora considerablemente la adaptación y retención de las prótesis a la mucosa del paciente. (Gotusso 1991, Pereyra Camacho 2014).

Phillips afirma que el coeficiente de difusión de una resina es bajo, por ende el tiempo requerido para alcanzar la saturación en una prótesis puede ser considerable, dependiendo tanto del espesor de la resina como de las condiciones de almacenado. Una base típica puede requerir un período de 17 días para quedar totalmente saturada de agua.

Resistencia:

Estas propiedades hacen referencia a la resistencia a la flexión, y tiene su máxima importancia en que el portador de una prótesis removable transmite a la base de la misma durante la masticación, una tensión similar. Se ha dicho que la resistencia a la deformación del material de base, es un factor importante en la distribución adecuada del esfuerzo masticatorio sobre la estructura de soporte. La carga así aplicada, indudablemente producirá una deformación. Luego si seguimos incrementando dicha carga, llegará un momento en que la tensión supera a la resistencia y la muestra se fractura. (Gotusso C. 2017)

La resistencia de una resina para base de prótesis depende de muchos factores que incluyen decididamente, como la composición de la resina, procesado y condiciones del medio bucal. Para proporcionar propiedades físicas aceptables, las resinas deben cumplir con las Especificaciones n° 12 de la ADA y/o las de la norma ISO 1567. La prueba de flexión transversal se usa para evaluar las relaciones entre la carga aplicada y la deflexión resultante en una muestra de resina de dimensiones preestablecidas. El determinante de mayor importancia de la resistencia total de la resina es el grado de polimerización que muestra el material, es decir a mayor grado de polimerizado, mayor resistencia. De allí que el ciclo de polimerización empleado con una resina termocurada es extremadamente importante (Phillips 2004).

Dureza:

En odontología, la propiedad de dureza se refiere a la resistencia superficial del material de estudio que puede ser afectado en el caso de aparatos de prótesis removibles, por la acción mecánica y química de agentes limpiadores, produciendo desgastes, rayas y rugosidades en su superficie afectando de este modo su aspecto visual, pulido o acabado final, permitiendo acúmulo de placa bacteriana y tinciones superficiales del acrílico

Los ensayos que se realizan para estudiar la dureza son variados pero no están contemplados tanto en las Especificaciones número 12 de la ADA como en las normas ISO 1567 para este material, pero sí para otros tipos de materiales de uso odontológico. (Gotusso C. 2017)

1.12 REQUISITOS QUE DEBEN CUMPLIR LAS RESINAS ACRILICAS

Cuando el número de moléculas de un polímero está por arriba de 5000 moléculas, se les llamara *macro moléculas*; en odontología, es necesario alcanzar pesos moleculares del orden de los 50 000, pues un material con esta característica tendrá mejor comportamiento clínico

1. Necesita poseer estabilidad dimensional. Esto debe cumplirse tanto en el procesamiento, en el cual no debe dilatarse, contraerse ni curvarse; como en la utilización normal en la boca del paciente.

2. Debe poseer unas propiedades mecánicas adecuadas, tales como resistencia y resistencia a la abrasión.

3. Su peso específico debe ser el más bajo posible.

4. Una propiedad física que debe cumplir es que la temperatura de ablandamiento sea superior a la de cualquier alimento líquido caliente que se pueda ingerir.

5. Debe mostrarse totalmente insoluble en los líquidos bucales así como no absorber cualquier otra sustancia que se pudiera ingerir.

6. El material tiene que presentar unas propiedades ópticas tales como una translucidez o transparencia para no desentonar con los tejidos bucales que remplace. Debe tener la opción de ser pigmentado o matizado con esa finalidad.

7. No debe experimentar cambio de color o apariencia después de su procesamiento.

9. El plástico debe ser biocompatible, de tal forma que sea insípido, no tóxico, ni irritante de los tejidos bucales. En este contexto se puede tener en cuenta la porosidad, por el riesgo de contaminación microbiana.

10. El procesamiento del plástico para su conversión en una prótesis tiene que ser fácil y necesitar un equipo relativamente sencillo. (Gil Villagra L. 1998)

11. Propiedades térmicas satisfactorias (ni contracción ni expansión muy altas).

12. Insolubilidad y baja absorción en fluidos bucales.

13. Ausencia de sabor y olor.

14. Aspecto natural en color y translucidez.

15. Fácil de trabajar y reparar con exactitud.

16. Costo moderado. (Cuevas C. 2001)

1.13 COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS ACRILICAS PARA BASES DE PRÓTESIS.

Presentación:

- **Polvo (rosado):**
 - Polímero Gránulos de polimetilmetacrilato
 - Iniciador Peróxido de Benzoilo (aprox 0.5%)
 - Pigmentos orgánicos Sales de Cadmio o hierro o pigmentos
- **Líquido (incolore):**
 - Activador N N dimetil- p- toluidina
 - Monómero Metilmetacrilato
 - Ag. De cadenas Etilenglicol dimetacrilato (+/- cruzadas 10%)
 - Inhibidor Hidroquinona (indicios)

Estos acrílicos en general tienen contracción (del 0,2 al 0,5%). Tienen cierta capacidad para absorber o ceder agua, no son solubles en agua o saliva, pero sí lo son en disolventes orgánicos (acetona y benceno).

A veces se suelen añadir pigmentos y fibras con fines estéticos y plastificantes para favorecer la ductilidad en las aplicaciones en que sea necesario. Por ejemplo para la fabricación de dientes y o para la base de las dentaduras no se añade porque se requiere que el material sea duro y rígido. Pero, para el forro de las dentaduras, que está en contacto directo con la encía, se requiere un material más suave y blando.

Esta cualidad se puede obtener añadiendo un plastificante como hemos mencionado o mejor aún con una plastificación interna (mayor grados de libertad en los grupos pendientes del polímetro) utilizando otros polimetacrilatos como puede ser el poli(metacrilato de n-butilo). (Arriagada E. 2002)

1.14 INDICACIONES DE LAS RESINAS ACRILICAS

- ✓ Prótesis completa
- ✓ Prótesis parciales removibles
- ✓ Aparatos de ortodoncia
- ✓ Base en prótesis maxilofacial

- ✓ portaimpresiones individuales: Son fabricadas en unos modelos de escayola para conseguir una segunda impresión más exacta que la primera usada para conseguir la cubeta.

- ✓ *Dientes artificiales*: Hechos por un estroma polimérico donde quedan atrapadas partículas inorgánicas, suelen ser composites

- ✓ *Coronas provisionales*: Son fundas usadas para estética.

- ✓ *Planchas de base*: Se adaptan a las zonas anatómicas (nobles) que recubren las áreas que le dan soporte y retención a la futura prótesis. Es un molde temporal que representa la base de la dentadura. Se las llama bases de registro, temporal o de prueba. Se utilizan para:
 - Control de calidad del modelado de yeso.
 - Diagnóstico de soporte y retención de la base.
 - Control de la extensión de la base.
 - Montaje de los dientes de acrílico en la cera
 - Registros y transferencias al articulador semiajustable (Arriagada E. 2002)

1.15 RESINAS ACRILICAS DE TERMOCURADO

Estas resinas para su polimerización se requieren de temperatura: baño de agua a cierta temperatura.

1.15.1 USOS:

- Confección de bases de prótesis
- Rebasado y reparación de prótesis
- Bases y placas de ortodoncia
- Dientes artificiales
- Mantenedores de espacios

1.15.2 PRESENTACIÓN COMERCIAL

En forma de polvo (polímero) y líquido (monómero) o gel (caso en que se necesita una mufla con hoyo, porque se inyecta el gel).

1.15.3 MANIPULACIÓN

El método más común es mezclar el polímero y el monómero, y dejar que el monómero reaccione físicamente con el polímero en un recipiente cerrado, hasta que se alcance la consistencia adecuada, luego se pone en la mufla o caja de vulcanizar y se calienta. Técnica conocida como técnica de moldeado por compresión.

- ❖ Preparación cámara de moldeo:
 - Envaselinar paredes internas de la mufla.
 - Llenar $\frac{3}{4}$ con yeso taller
 - Aislar el yeso con vaselina
 - Pincelar la cera con debublizer
 - Poner yeso piedra en la cera
 - ❖ Obtener mezcla de resina
 - ❖ Curado
 - ❖ Pulido
- ▶ Sustancia aislante (alcote): se usa para sellar todas las porosidades que tenga el yeso, para que la resina no se pegue al yeso; además el agua que queda incorporada en el yeso puede contaminar la resina.
Composición: alginato de Na, fosfato de Na, glicerina, alcohol y agua.
Es un gel que luego endurece. (Arriagada E. 2002)

1.15.4 OBTENCIÓN DE LA MEZCLA DE RESINA

Relación polvo / líquido

	polvo	Líquido
Peso	2	1
volumen	3	1

Tiempo aproximado de la reacción de polimerización: 20 min. a 20 - 23°C (el frío retarda el tiempo).

1.15.5 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL TIEMPO DE LA REACCIÓN.

- Peso molecular: a mayor peso molecular del polímero, mayor tiempo de reacción. Los que tienen mayor tiempo de trabajo tiene a la vez mayor resistencia.
 - Tamaña partícula: a mayor tamaño, mayor tiempo de reacción.
 - A mayor cantidad de líquido, mayor tiempo reacción
- A mayor solubilidad del polímero, menor tiempo de polimerización.

1.15.6 EMPAQUETAMIENTO DE LA RESINA

Se amasa la resina, se coloca en la parte donde van los dientes. La fuerza para cerrar la prensa debe aplicarse lentamente durante el prensado de prueba, para permitir que el exceso de material salga entre ambas mitades de la mufla.

1.15.7 CICLO DE CURADO O DE POLIMERIZACIÓN

Proceso de calentamiento para activar el peróxido de sodio y producir la polimerización del monómero. La polimerización es exotérmica, la resina llega a una temperatura tal que el material se vuelve bastante fluido y la velocidad de descomposición del iniciador (peróxido de benzoílo) es lo bastante rápida como para que se produzca polimerización. (Arriagada E. 2002)

- Se pone la mufla en agua a temperatura ambiente.
- Demorar 30 min para llegar a 65°C: esto es imperativo, porque el monómero ebulle a 65°C, caso en que saldrían muchas burbujas.
- Mantener 90 min a 65°C.
- Hervir durante una hora.
- Dejar enfriar en el agua.

1.15.8 DEMUFLADO

Consiste en sacar la resina de la mufla. Una vez que esté fría se saca la prensa, se separa la mufla de la contramufla. Muchas veces queda un bloque completo.

1.15.9 PULIDO

Usando de elementos más gruesos al más fino. Debe quedar como vidrio para que no haya contaminación por alimentos, etc.

1.16 RESINA POLIMERIZADA POR MICROONDAS

El proceso de polimerización por microondas, consiste en la generación de calor dentro de la resina, mediante ondas electromagnéticas producidas por un generador llamado MAGNETRON.

Las moléculas de metil metacrilato son capaces de orientarse por el campo electromagnético a una frecuencia de 2450 MHz, y cambian su dirección 5 billones de veces por segundo aproximadamente, lo que implica numerosas colisiones intermoleculares y causan una rápida polimerización. (Laboratorios de Prótesis Dental Gervasi, 2010)

1.16.1 COMPOSICION

POLIMERO

- Resina polimerizable por microondas tipo 5
- Poli metacrilato de metilo
- Plastificantes
- Pigmentos
- Poliéster

MONOMERO

- Resina polimerizable por microondas tipo 5
- metacrilato de metilo
- Etilenglicol dimetacrilato

1.16.2 USOS Y APLICACIONES

- Prótesis totales y parciales con whipla
- Prótesis parciales removibles de cromo cobalto
- Férulas oclusales
- Bases y placas de ortodoncia
- Mantenedores de espacio
- Rebases

1.16.3 VENTAJAS

- ✓ Menor porosidad
- ✓ Mayor resistencia
- ✓ Menos monómero residual por lo que hay mayor biocompatibilidad con los tejidos orales
- ✓ Menos contracción
- ✓ Alto brillo en menos tiempo hasta 10 veces más que el convencional

1.16.4 CARACTERÍSTICAS DE LA RESINA ACRILICA

Se presenta éste nuevo material en avíos de polvo extrafino más monómero indicado para polimerizar especialmente en horno de microondas.

Éste nuevo polímero ofrece una mayor densidad y resistencia a la abrasión que los acrílicos convencionales de polimerización por calor. El índice de contracción de este producto es casi nulo, con un alto índice de brillo final

1.16.5 CARACTERÍSTICAS DE LA MUFLA

Para este producto se ha confeccionado una mufla de un material especial de alto impacto de cierre de precisión y ajuste mecánico por los extremos soportando la presión indicada para un empaquetamiento correcto y efectivo del producto.

1.16.6 CARACTERISTICAS DEL HORNO MICROONDAS

El horno indicado para la polimerización tiene que seguir las siguientes características básicas: potencia 800w y bandeja giratoria. Pudiendo ser reemplazado por otro de mayor potencia observando para cada cual el porcentaje adecuado en relación a la potencia de la unidad que se utiliza, siendo la bandeja giratoria condición fundamental para poder realizar la polimerización en forma adecuada. (Laboratorios de Prótesis Dental Gervasi, 2010)

1.16.7 TÉCNICA DE TRABAJO

1.16.7.1 Encerado

El encerado y preparación es el convencional de cualquier prótesis ya sea parcial o completa y no reviste mayores requisitos. La puesta en mufla se realiza de la forma habitual con la variante que tanto la mufla como la contra mufla se llenan con yeso Taller. De ésta forma se asegura el fraguado idéntico para ambas partes

de la preparación, ya que la característica de la mufla y posterior prensado no requiere mayor dureza de los yesos.

1.16.7.2 Apertura y lavado de muflas

Una vez que el enmuflado está listo para ser lavado se coloca la mufla con sus ajustes mecánicos apretados dentro del horno microondas por espacio de 2 minutos a la máxima potencia (800w). Pasado el tiempo indicado, se extrae del horno (se puede retirar con la mano) se abre y se lava en forma convencional ya sea con agua a 100 grados o método habitual. Luego del lavado y con la mufla caliente, se procede a colocar separador, siendo aconsejable 2 ó 3 manos del mismo.

1.16.7.3 Preparación de la resina

La preparación de la mezcla es de 3 partes de polímero (polvo) por 1 de monómero (líquido), proporción dada por el fabricante.

1.16.7.4 Empaquetado

La particularidad del empaquetado es el estado del acrílico, éste debe estar en estado filamentosos, (no plástico) cuando se coloca en la mufla. Una vez en la mufla, se procederá a un prensado inicial lento hasta llegar a una presión de 500 Kg.

Hecho esto, se abre, se retira el excedente en forma habitual; se cierra nuevamente hasta una presión de 1000 Kg. Realizado el segundo prensado, se ajusta la mufla por medio de sus tornillos. Importante: después de terminado éste procedimiento, no dejar reposar el material más de 10 minutos. Concluida ésta preparación, está lista para la polimerización. (New stetic 2015).

1.16.7.5 Polimerización

Consta de 3 pasos

1. Se coloca la mufla con los tornillos hacia abajo en el plato giratorio, iniciando la cocción de la siguiente forma : 3 minutos al 40% de la potencia máxima del horno.

2. Concluido este tiempo se deja reposar dentro del horno 4 minutos.
3. Otra etapa de polimerización que se realiza durante 3 minutos al 90% de la potencia máxima del horno (se toma como referencia un horno de 800w). (New stetic 2015).

1.17 DEFECTOS QUE PUEDE TERNER UNA PIEZA RESINA ACRÍLICA

(Siempre por falla de técnica)

- ✚ **1.17.1 POROSIDADES:** burbujas en la masa de la resina
 - ✓ Internas: se deben a una elevación brusca de la temperatura del agua en el ciclo de curado; generalmente se localizan en las partes más gruesas de la prótesis, ya que a mayor masa hay mayor cantidad de monómero.
 - ✓ De aspecto lechoso: de color blanquecino, se deben a una falta de presión sobre la masa plástica; se distribuyen uniformemente dentro de la masa de acrílico.
 - ✓ Grandes porosidades: debido a falta de homogeneidad en la mezcla por mal amasado, distribuidos en forma irregular dentro de la masa; se puede deber también a una falta de material, caso en que se ubican en las partes externa e interna de la prótesis, a veces salen grandes vacuolas. (Arriagada E. 2002)

- ✚ **1.17.2 TINCIONES:**
 - ✓ El monómero es buen solvente orgánico, por lo que se contamina con cualquier cosa, por eso se manipula con un celofán; además se puede teñir con el azul del yeso, por eso además se pone un aislante de acrílico

- ✚ **1.17.3 DEFORMACION:** la prótesis no se ajusta a la boca:
 - ✓ Resultante de un modelo deformado, dado por errores de impresión.
 - ✓ Por la resina misma
 - Retiro prematuro de la prótesis de la mufla, ya que se libera rápidamente la presión dentro de ella.
 - Enfriamiento rápido de la mufla.
 - Ciclo de curado: calentamiento rápido inicial, caso en que hay mayor calor de polimerización, lo que además produce burbujas.

1.17.4 FALTA DE REPRODUCCIÓN DE DETALLES

- ✓ Por impresión defectuosa
- ✓ Por poner resina en etapa elástica.

1.17.5 DETERIORO DE RESINA

- ✓ En la superficie de la prótesis durante la fase de pulido (toda abrasión produce calor).
- ✓ Uso inadecuado por el paciente.
- ✓ Grietas y resquebrajamiento por contracción brusca al sacar del agua caliente
- ✓ Liberación de tensiones por contacto con solventes orgánicos débiles y permanencia larga en agua.

1.17.6 DISMINUCIÓN DE LA RESISTENCIA

- ✓ Ciclo de curado incompleto.
- ✓ Retiro prematuro de la mufla
- ✓ Presencia de porosidades: las porosidades afectan solamente la estética, (aunque estrictamente cada porosidad afecta la resistencia), además es fácil que se contamine la resina; la deformación lleva a un mal uso de la prótesis incompleta y falta de resistencia.

La resina tenga un alto contenido de plastificante dentro del polímero. (Arriagada E. 2002)

CAPITULO II

METODOLOGIA

Para determinar la Deflexión Transversa y la Porosidad se realizaron 15 muestras de resina acrílica marca Nic-Tone con la técnica convencional y 15 muestras de resina acrílica marca Opti-Cryl con la técnica de polimerizado por microondas siguiendo las especificaciones de la Asociación Dental Americana y las indicaciones de los fabricantes.

2.1 MATERIAL

El material que se utilizó para realizar las tiras es cera toda estación, acrílico Nic-Tone termocurable, acrílico Opticyl, yeso piedra, separador yeso-acrílico, calibrador, tazas de hule, espátulas, bisturí, mechero. (Figura 1 y 2)

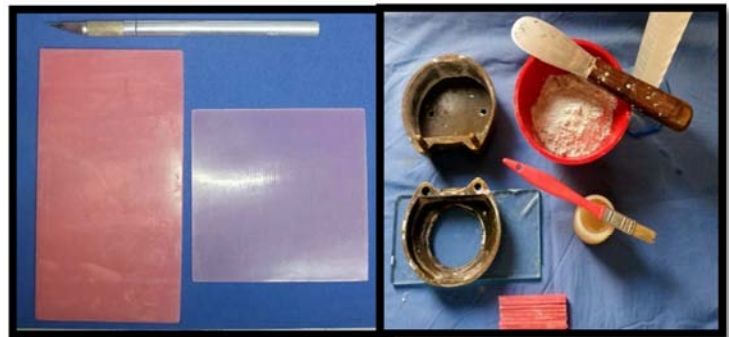


Figura 1. Cera y bisturí

Figura 2. Muflas, separador, tasa de hule, yeso, cera, espátula, medidas.

2.2 CONFECCION DE LAS MUESTRAS EN CERA



Figura 3. Cera toda estación cortada a las medidas establecidas

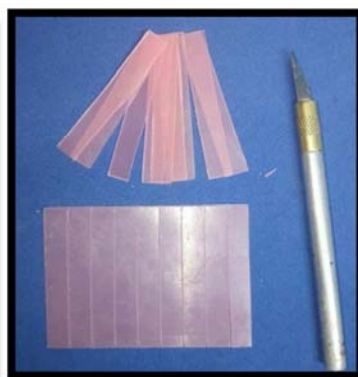


Figura 4. Esta imagen se aprecia una placa de cera toda estación con las medidas marcadas.

El primer paso fue cortar la cera toda estación a las medidas: 65mm de largo y 10mm de ancho. (Figura 3 y 4)

El grosor de las tiras es de 2.5 mm y para llegar a la medida se pusieron de 3 a 4 tiras una sobre otra. (Figura 5 y 6)



Figura 5. Se aprecia el calibrador a un grosor de 2.5mm

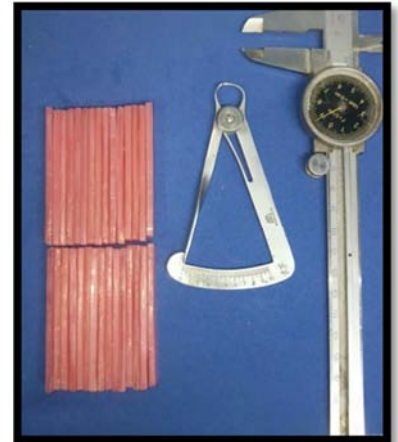


Figura 6. Aquí se muestran las 30 muestras en cera.

2.3 ELABORACION DE LAS MUESTRAS POR TECNICA TERMOPOLIMERIZADO CONVENCIONAL



Figura 7. Se muestran las tiras de cera en la mufla.

Se colocó yeso en la mufla y se colocaron las tiras confeccionadas en cera. (Figura 7).

Se realizó el desencerado introduciendo la mufla en agua hirviendo para que la cera se derrita. (Figura 8)



Figura 8. Desencerado

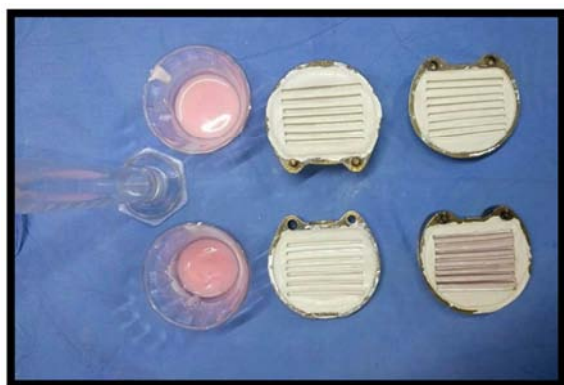


Figura 9. Preparación y colocación de la resina acrílica

Se prosiguió a preparar y colocar la resina acrílica Nic-Tone en las muflas. (Figura 9)

Las muflas se cierran y se colocan en una prensa hidráulica, se aplica presión para lograr el empaquetamiento total.

Se dejaron 15 min reposar en agua fría, y posterior de 2.5 hrs a 3hrs a 100°C. (Figura 10)



Figura 10. En la imagen se aprecia la mufla en la prensa.

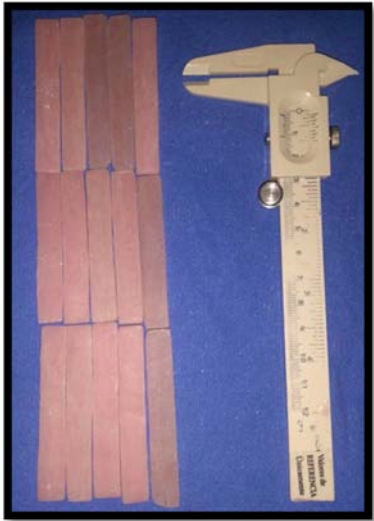


Figura 11. Muestras terminadas

Una vez acrilizadas se recortan los excedentes. (Figura 11)

2.4 ELABORACION DE LAS MUESTRAS POR TECNICA DE TERMOPOLIMERIZADO POR MICROONDAS

Se colocó yeso en la mufla y se colocaron las tiras confeccionadas en cera. (Figura 12)

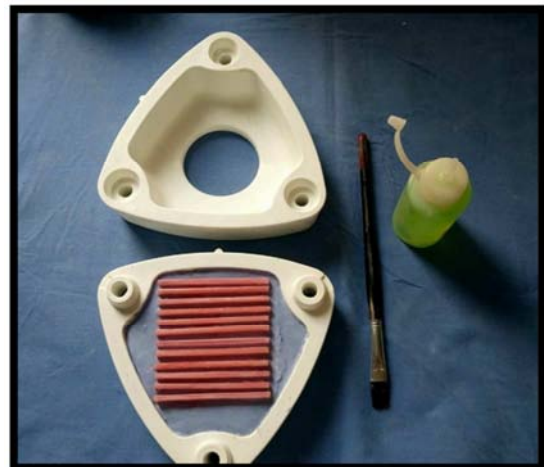


Figura 12. Se muestra la mufla con las muestras en cera sumergidas en yeso



Figura 13. Desencerado

Se realizó el desencerado introduciendo la mufla en agua hirviendo para que la cera se derrita. (Figura 13)

Se prosiguió a preparar y colocar el acrílico Opticryl en la mufla. (Figura14)



Figura 14. Preparación y colocación del acrílico



Figura 15. Colocación de la mufla en el horno microondas.

Se coloca la mufla con los tornillos hacia: 3 minutos al 40% de la potencia del horno. Concluido este tiempo se deja reposar dentro del horno 4 minutos. Posteriormente 3 minutos al 90% de la potencia máxima del horno. (Figura 15)

Una vez terminado el proceso se recortan los excedentes. (Figura 16)

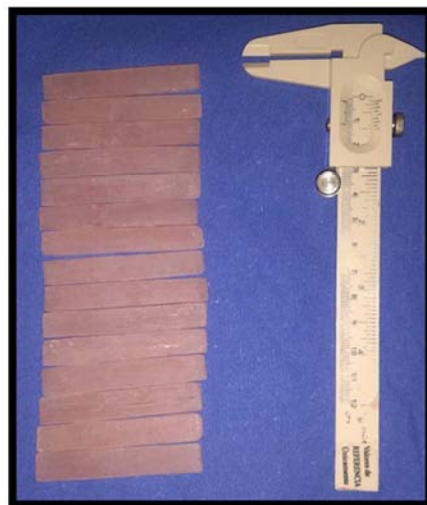


Figura 16. Muestras terminadas

2.5 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

2.5.1 DEFLEXION TRANSVERSA

Una vez realizadas las muestras fueron colocas en recipientes con agua bidestilada (Figura 17) dentro de una estufa de temperatura controlada (redLINE) a 37°C por 50 horas antes de la prueba. (Figura 18)



Figura 17. Muestras sumergidas en agua bidestilada dentro de la estufa.



Figura 18. Estufa de temperatura controlada redLINE

Para realizar la prueba se utilizó un equipo llamado Máquina de prueba universal, celda AFI, Mecmesin (Figura 19). Capaz de proporcionar una carga uniforme y equipado con un dispositivo para medir la deflexión llamado Profundímetro Hommel, Germany (Figura 20) dentro de 0.01 mm de aproximación en el centro de la muestra.

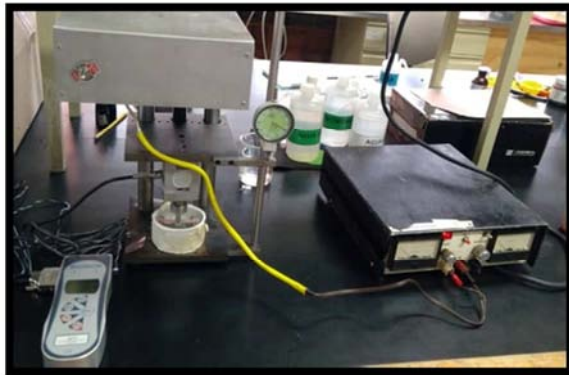


Figura 19. Mecmesin



Figura 20. Profundímetro Hommel

La carga fue aplicada en línea recta en el punto medio de la muestra. Las muestras permanecieron sumergidas en agua durante la prueba. La carga inicial consistió en el libre movimiento de las partes del aparato dirigiendo suficiente fuerza para proporcionar una carga de 1,500g a la muestra. (Figura 21)

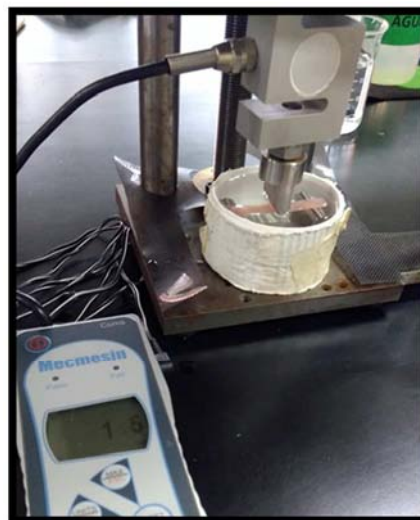


Figura 21. En la imagen se aprecia la muestra en la prensa sumergida en agua y el indicador a 1500 gramos.

Se siguieron las indicaciones de los cuadros que consistían en que a los cero segundos la carga debía estar a 1,500g y 30 segundos después se aumentaba 500g la carga y se dejaba esa carga otros 30 segundos y así sucesivamente hasta que la muestra se rompiera. (Cuadro 1)

Cuadro I. Esquema para registrar los resultados de la carga (lectura) como lo especifica la norma número 12 de la ADA.

Tiempo		Carga		Lectura
Min	Seg	N	g	mm
0	00	14.71	1,500	
0	30	14.71	1,500	
1	00	19.61	2,000	
1	30	19.61	2,000	
2	00	24.52	2,500	
2	30	24.52	2,500	
3	00	29.42	3,000	
3	30	29.42	3,000	
4	00	34.32	3,500	
4	30	34.32	3,500	
5	00	39.22	4,000	
5	30	39.22	4,000	

2.5.2 CUADRO 1.1. Técnica de Termopolimerizado

Min.	Sec.	G.	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
0	00	1500	1.51	1.61	1.29	1.72	2.91	2.93	1.51	2.15	1.45	1.68	1.41	1.37	1.40	1.51	1.31
0	30	1500	1.51	1.61	1.29	1.72	2.91	2.93	1.51	2.15	1.45	1.68	1.41	1.37	1.40	1.51	1.31
1	00	2000	2.89	2.15	2.75	2.30	2.31	2.33	2.05	2.47	2.99	1.38	2.92	2.85	2.90	2.05	2.48
1	30	2000	2.89	2.15	2.75	2.30	2.31	2.33	2.05	2.47	2.99	1.38	2.92	2.85	2.90	2.05	2.48
2	00	2500	2.45	2.72	2.36	2.85	3.74	3.87	2.64	3.09	2.53	2.87	2.39	2.42	2.48	2.55	3.09
2	30	2500	2.45	2.72	2.36	2.85	3.74	3.87	2.64	3.09	2.53	2.87	2.39	2.42	2.48	2.55	3.09
3	00	3000	2.23	2.48	3.16	2.58	4.06	4.23	2.35	3.58	2.30	2.51	3.15	2.23	2.26	2.30	3.49
3	30	3000	2.23	2.48	3.16	2.58	4.06	4.23	2.35	3.58	2.30	2.51	3.15	2.23	2.26	2.30	3.49
4	00	3500	3.77	3.27	3.71	2.38	4.46	4.60	3.02	4.96	3.98	2.28	3.71	3.76	3.90	3.00	4.78
4	30	3500	3.77	3.27	3.71	2.38	4.46	4.60	3.02	4.96	3.98	2.28	3.71	3.76	3.90	3.00	4.78
5	00	4000	3.24	3.89	3.28	3.07	5.33	5.71	3.47	4.45	3.55	3.94	4.11	3.31	3.37	3.45	5.10
5	30	4000	3.24	3.89	3.28	3.07	5.33	5.71	3.47	4.45	3.55	3.94	4.11	3.31	3.37	3.45	5.10
6	00	4500	4.83	3.40	4.83	3.44	7.34	7.82	4.01	5.47	4.03	3.37	4.71	4.84	4.88	4.05	6.85
6	30	4500	4.83	3.40	4.83	3.44			4.01	5.47	4.03	3.37	4.71	4.84	4.88	4.05	6.85
7	00	5000	4.40	4.91	4.53	4.11			4.70	6.46	4.70	4.93	4.28	4.54	4.55	4.62	8.62
7	30	5000	4.40	4.91	4.53	4.11			4.70	8.28	4.70	4.93	4.28	4.54	4.55	4.62	
8	00	5500	5.72	4.54	5.97	4.73			4.33		4.33	4.93	5.47	5.94	5.80	5.02	
8	30	5500	5.72	4.54	5.97	4.73			4.33		4.33	4.59	5.47	5.94	5.80	5.02	
9	00	6000	6.04	5.00	5.28	4.33			5.54		5.64	4.59	6.69	5.26	6.08	6.20	
9	30	6000	6.04	5.00	5.28	4.33			5.54		5.64	5.92		5.26		6.20	
10	00	6500	7.13	6.59	6.57	5.75			6.85		6.94	5.92		6.63		6.34	
10	30	6500	7.13		6.57	5.75			6.85		6.94	6.63					
11	00	7000	8.39		8.03	6.09			7.95		7.22						
11	30	7000				6.09			8.01		7.22						
12	00	7500				6.36					8.73						
12	300	7500															

2.5.3 CUADRO 1.2. Técnica de polimerizado por Microondas

Min.	Sec.	G.	mm	Mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
0	00	1500	1.55	1.46	1.60	1.53	2.22	1.81	1.92	1.00	1.96	1.50	1.51	1.74	1.65	1.97	1.88
0	30	1500	1.55	1.46	1.60	1.53	2.22	1.81	1.92	1.00	1.96	1.50	1.51	1.74	1.65	1.97	1.88
1	00	2000	2.18	2.89	2.21	2.19	2.52	1.47	1.54	1.64	1.66	1.17	1.09	1.43	1.32	1.63	1.49
1	30	2000	2.18	2.89	2.21	2.19	2.52	1.47	1.54	1.64	1.66	1.17	1.09	1.43	1.32	1.63	1.49
2	00	2500	2.73	2.49	2.78	2.74	3.15	1.16	1.30	1.43	1.46	2.52	2.21	1.17	2.82	1.38	1.24
2	30	2500	2.73	2.49	2.78	2.74	3.15	1.16	1.30	1.43	1.46	2.52	2.21	1.17	2.82	1.38	1.24
3	00	3000	2.44	3.19	2.50	2.46	3.62	2.74	2.05	1.19	1.28	2.09	3.68	2.72	2.33	1.18	2.89
3	30	3000	2.44	3.19	2.50	2.46	3.62	2.74	2.05	1.19	1.28	2.09	3.68	2.72	2.33	1.18	2.89
4	00	3500	3.11	3.68	2.23	3.22	4.01	2.10	2.52	2.71	2.86	3.68	4.75	2.20	3.89	2.74	2.33
4	30	3500	3.11	3.68	2.23	3.22	4.01	2.10	2.52	2.71	2.86	3.68		2.20	3.89	2.74	2.33
5	00	4000	3.72	4.09	3.98	3.77	4.43	3.76	2.10	2.31	2.46	3.17		3.85	3.56	2.32	3.95
5	30	4000	3.72	4.09	3.98	3.77	4.43	3.76	2.10	2.31	2.46	3.17		3.85	3.56	2.32	3.95
6	00	4500	4.12	4.53	3.48	3.31	5.30	3.24	3.74	3.98	2.04	4.33		3.47	4.75	3.97	3.53
6	30	4500	4.12	4.53	3.48	3.31	5.30	3.24	3.74	3.98	2.04	4.33		3.47	4.75	3.97	3.53
7	00	5000	4.78	5.56	4.02	4.87		4.40	3.27	3.52	3.71	5.50		4.74	4.08	3.67	4.86
7	30	5000	4.78	5.56	4.02	4.87		4.40	3.27	3.52	3.71	5.50		4.74	4.08	3.67	4.86
8	00	5500	4.29	7.98	4.71	4.55		5.44	4.52	3.03	3.24	6.10		4.12	5.00	3.22	4.15
8	30	5500	4.29		4.71	4.55		5.44	4.52	3.03	3.24			4.12	5.00	3.22	4.15
9	00	6000	5.65		4.29	5.02		7.61	5.03	4.42	4.65			5.33	6.46	4.60	5.37
9	30	6000	5.65		4.29	5.02			5.03	4.42	4.65			6.76		4.60	6.80
10	00	6500	6.85		5.69	5.34			5.28	5.62	4.05					4.04	
10	30	6500	6.85		5.69	5.34				5.62	4.05					4.04	
11	00	7000	7.80		6.17	6.64				7.08	5.24					5.42	
11	30	7000	7.80		6.17	6.64					5.24					5.42	
12	00	7500	8.68		6.49	8.14					6.07					6.20	
12	300	7500															

2.5.4 PRUEBA DE POROSIDAD

Para determinar el grado de porosidad la prueba consistió en observar los poros a nivel microscópico para ello se seccionaron las muestras aproximadamente 1.5 mm de donde hubo la fractura en la prueba de deflexión transversa (Figura 22) con pieza de baja velocidad y un disco de carburo.



Figura 22. Sección de la muestra

Antes de llevar las muestras al microscopio se tuvieron que paralelizar; Para el proceso de paralelización se procedió a colocarlas en porta objetos con una cantidad moderada de plastilina (Figura 23) y se llevaron al paralelizador (Figura 24).

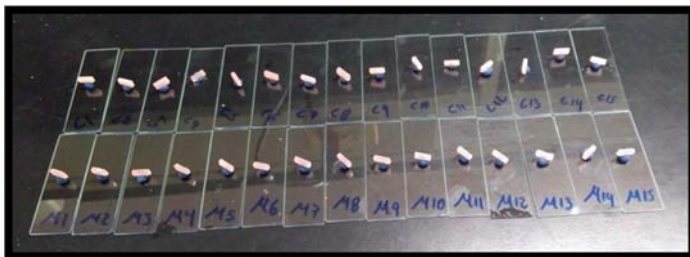


Figura 23. Se observan las muestras en los porta objetos divididas en los dos grupos



Figura 24. Paralelizador

Una vez paralelizadas las muestras se llevaron al microscopio (MGC-10) (Figura 25) y se tomó como referencia para la cuenta de poros un área de 1mm x 0.5mm en el centro de las muestras. (Figura 26 y 27)

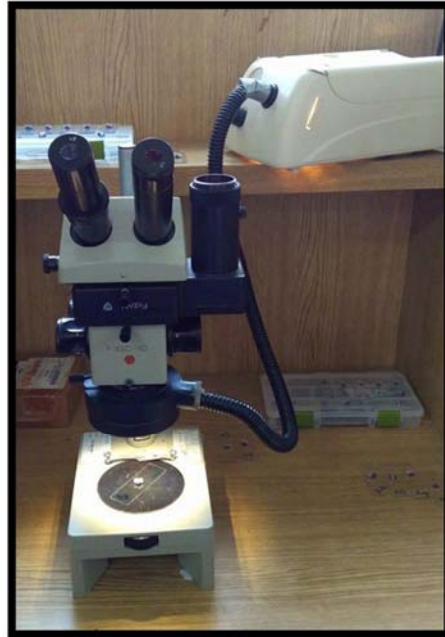


Figura 25. Microscopio MGC-10

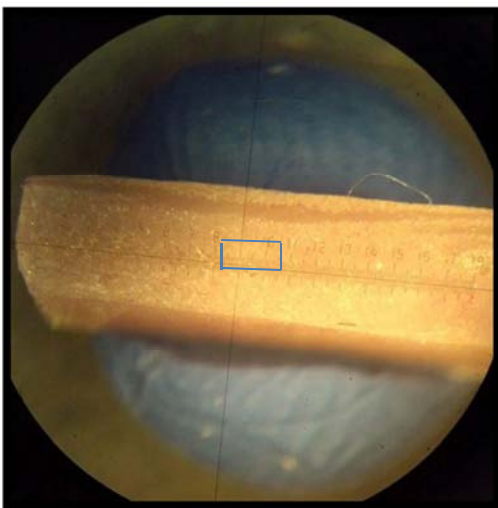


Figura 26. El recuadro color azul corresponde al área de 1mm x 0.5mm

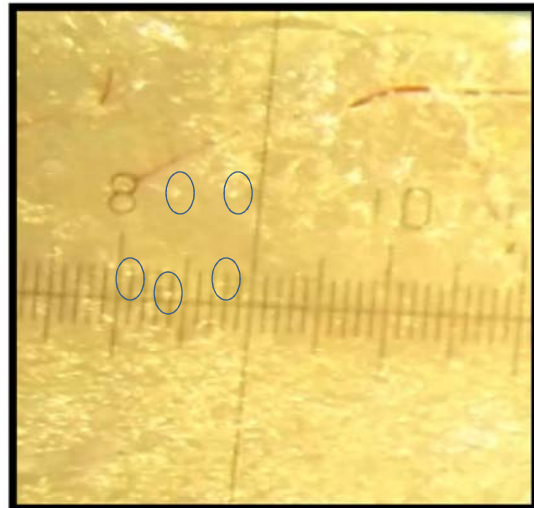


Figura 27. Los círculos color azul enmarcan los poros que se ven plateados.

CAPITULO III

RESULTADOS

Para realizar el análisis estadístico se utilizó el análisis de la Varianza (ANOVA) que se utiliza normalmente cuando se quiere determinar si dos o más grupos son iguales, si dos o más cursos de acción arrojan resultados similares o si dos o más conjuntos de observaciones son parecidos. (Vicens O. 2005).

3.1 ANOVA. Grado Flexural: Al comparar los tratamientos NO se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($P = 0.06521$)

Test for equal means

	Sum of sqrs	df	Mean squareF	p (same)
Between groups:	3.90241	1	3.90241	3.683 0.06521
Within groups:	29.6676	28	1.05956	Permutation p (n=99999)
Total:	33.57	29	0.06529	

omega2: 0.08209

Levene's test for homogeneity of variance, from means p (same): 0.8696

Levene's test, from medians p (same): 0.9084

Welch F test in the case of unequal variances: $F=3.683$, $df=27.15$, $p=0.06554$

INTERPRETACIÓN:

Se acepta la Hipótesis Nula (H_0). No hay diferencia significativa en el grado de flexibilidad entre la técnica convencional y la técnica de Termocurado por microondas. En la tabla 1 y 2 podemos observar la similitud de los resultados entre ambas técnicas

3.2 TABLA 1. Determinación del Grado Flexural por Técnica de Termopolimerizado.

No. MUESTRA	TIEMPO(minutos, segundos y centisegundos)en el que se rompió la muestra	GRAMOS DE PRESION QUE RESISTIO LA MUESTRA	MILIMETROS DE FLEXIBILIDAD QUE SOPORTO LA MUESTRA
1	8.14.00	7,000	8.39
2	6.39.17	6,500	6.59
3	7.00.00	7,000	8.03
4	7.06.60	7,300	6.36
5	4.35.00	4,500	7.34
6	4.28.78	4,500	7.82
7	7.46.80	7,000	8.01
8	5.34.75	5,000	8.26
9	7.49.50	7,400	8.73
10	6.10.19	6,500	6.63
11	6.06.56	6,000	6.69
12	6.20.00	6,500	6.63
13	5.58.09	6,000	6.08
14	6.27.50	6,500	6.34
15	5.27.00	5,000	8.62

3.3 TABLA 2. Determinación del Grado Flexural por Técnica de polimerizado por microondas.

No. MUESTRA	TIEMPO(minutos, segundos y centisegundos)en el que se rompió la muestra	GRAMOS DE PRESION QUE RESISTIO LA MUESTRA	MILIMETROS DE FLEXIBILIDAD QUE SOPORTO LA MUESTRA
1	7.31.00	7,100	8.68
2	5.26.75	5,500	7.98
3	7.15.63	7,500	6.49
4	7.42.32	7,500	8.14
5	4.34.00	4,500	5.30
6	5.53.94	6,000	7.61
7	5.36.78	6,500	5.28
8	6.54.38	7,000	7.08
9	7.22.62	7,200	6.07
10	5.20.41	5,300	6.10
11	2.39.41	3,100	4.75
12	5.38.96	6,000	6.76
13	5.24.50	5,500	6.46
14	6.56.56	7,300	6.20
15	5.38.75	6,000	6.80

3.4 ANOVA. Porosidad: Al comparar los tratamientos se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($P = 0.04872$)

Test for equal means

	Sum of sqrs	df	Mean squareF	p (same)
Between groups:	12.0333	1	12.0333	4.247 0.04872
Within groups: (n=99999)	79.3333	28	2.83333	Permutation p
Total: 91.3667		29	0.05992	

omega2: 0.09766

Levene's test for homogeneity of variance, from means p (same): 0.2823

Levene's test, from medians p (same): 0.3192

Welch F test in the case of unequal variances: $F=4.247$, $df=26.35$, $p=0.04932$

INTERPRETACION:

Se acepta la Hipótesis alterna (H_a). Existe diferencia significativa en el grado de porosidad entre la técnica de Termocurado por microondas, debido a que presento una menor cantidad de poros en contra de la técnica convencional. En la tabla 3 podemos observar la diferencia del conteo de poros entre ambas técnicas.

3.5 TABLA 3. Porosidad

Técnica Convencional		Técnica por Microondas	
No. De Muestra	No. De Poros	No. De muestra	No. De Poros
1	7	1	4
2	8	2	3
3	8	3	6
4	1	4	5
5	5	5	7
6	7	6	5
7	4	7	4
8	6	8	4
9	4	9	4
10	5	10	3
11	7	11	3
12	4	12	5
13	5	13	5
14	6	14	1
15	4	15	3

DISCUSSION

El polimetacrilato de metilo es el polímero acrílico más conocido por su versatilidad en aplicaciones médicas y odontológicas. Las bases de las prótesis totales están fabricadas de resina acrílica a base de polimetilmetacrilato (PMMA), que en forma de una superficie sólida se encuentra en contacto con la mucosa bucal del paciente; la polimerización del PMMA por calor y microondas son las técnicas más comúnmente utilizadas para realizarlas.

Según Atala J. et al. (2017) Indica que en sus pruebas de flexibilidad realizadas en su estudio las resinas acrílicas polimerizadas por termocurado clásico y por microondas registraron valores de resistencia flexural similares ($p < 0.05$) por lo tanto sus resultados concuerdan con nuestro estudio ($P = 0.06521$)

De acuerdo con Clavijo O. M. et al. (2001) La técnica de termocurado por microondas presenta menor porosidad en las resinas acrílicas que la técnica de termocurado tradicional por lo que estos resultados también concuerdan con nuestro estudio realizado.

Nuestros resultados muestran que las diferencias de flexión entre los materiales analizados no resultaron estadísticamente significativas ($P = 0.06521$). Esto coincide con los estudios realizados por Phillips (2004) ($P = 0.05$) pero el sólo compara la misma resina de curado en agua pero polimerizada en microondas a diferencia de nuestros estudios que compara las dos tipos de resinas de termocurado, convencional y las formuladas especialmente para microondas.

Bastidas A. (2011) no encontró diferencias significativas estadísticas en el análisis flexural de su estudio entre la técnica convencional y la de microondas ($p > 0,05$). Estos resultados concuerdan con nuestra investigación ($P = 0.06521$). Aunque en su estudio indica una ligera ventaja en la técnica de termocurado convencional.

En 2011 Marciales et al., compararon la porosidad de láminas acrílicas polimerizadas mediante termopolimerización convencional y polimerización por energía microondas. En su estudio el acrílico de polimerización por energía microondas (Ez-Cryl) presentó mayor porosidad que el acrílico de termopolimerización (Veracryl). Estos resultados no concuerdan con los arrojados en nuestra investigación puede haber variación de los resultados por las marcas comerciales de las resinas acrílicas.

CONCLUSIONES

Dentro de los resultados obtenidos se evaluó el grado flexural de las resinas acrílicas procesadas mediante la técnica convencional y polimerizado por microondas sin encontrar diferencias estadísticas significativas. Y de los resultados de la prueba de porosidad se encontró diferencia estadística significativa puesto que la técnica de termopolimerizado por microondas presento menos cantidad de poros que la técnica de termopolimerizado convencional.

Con esto podemos decir que las bases de prótesis totales tienen similar resistencia a la compresión con cualquiera de ambas técnicas de polimerizado en cambio con las prótesis realizadas con la técnica de termopolimerizado por microondas obtenemos menor porosidad en el acrílico esto nos lleva a una mejor higiene de la prótesis total.

También podemos mencionar que la resistencia a la compresión y el grado de porosidad no solo depende del tipo y marca de la resina acrílica sino también de quien manipula el material, si la resina acrílica no es manejada de manera correcta se puede contaminar el material o en el momento del procesado puede haber errores del laboratorio dental o de la persona que este manipulando, esto lleva comúnmente a la fractura de la prótesis o a el alojamiento de hongos sobre la superficie de la misma.

REFERENCIAS

Arriagada E. (2002) Materiales Dentales Resinas Acrílicas, IDAP, [https://view.officeapps.live.com/op/view.aspx?src=http://www.idap.com.mx/apuntes/materiales%20dentales/resinas%20acrilicas\(3\).doc](https://view.officeapps.live.com/op/view.aspx?src=http://www.idap.com.mx/apuntes/materiales%20dentales/resinas%20acrilicas(3).doc)

Atala J, et al. Comparación de la resistencia de resinas acrílicas actuales para prótesis completas procesadas en tiempos cortos y en tiempos convencionales <file:///C:/Users/pc/Downloads/16890-49466-1-PB.pdf>

Azevedo A, Machado A, Vergani C, Giampaolo E, Pavarina A. 2005 .Hardness of denture base and hard chair-side reline acrylic resins . JAppl Oral Sci; 13 (3):291-5.

Bastidas A. (2011) Estudio comparativo de la resistencia flexural de placas acrílicas polimerizadas por dos métodos (termocurado y microondas) rehabilitación oral. <file:///C:/Users/pc/Downloads/Co-do1137-04.pdf>

Clavijo M., Gaytán E., Martínez L, et al. (2001) La eficacia de la técnica de termo curado en microondas y la técnica de termo curado tradicional para disminuir la porosidad en los acrílicos. Recuperado desde: <http://odontologia.iztacala.unam.mx/20coloquio/CARTELES/1310%20Cartel.htm>

Cuevas C. (2001) Resinas Acrílicas, https://www.uaeh.edu.mx/docencia/P_Presentaciones/icsa/asignatura/M_D_9.pdf

Gil Villagra L. (1998) Tesis Doctoral: Estudio Comparativo de las Diferentes Propiedades Físicas de los Polímeros Acrílicos Utilizados como Bases Protésicas. Pag. 61 <http://biblioteca.ucm.es/tesis/19972000/D/3/D3006401.pdf>

Gil Villagra L, J., Martínez Ramos J.M., Sánchez Sánchez T. 2001 “ Análisis de las propiedades fisicomecánicas de los plásticos utilizados como bases protéticas en función de la normativa ISO 1567:segunda parte :deflexión trasversal ,tensión Flexural y módulo de elasticidad. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica. Vol 3.n 4,117-126

Gotusso C. (2017) - (Doctor en Odontología) Facultad de Odontología.
Universidad Nacional de Córdoba.pdf <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/4837>

Gotusso M, Platini TL, Berdicevsky N. 1991. Instalación de la prótesis completa terminada en: *Prostodoncia Total* tomo 2. Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba pag341-344.

Laboratorios de Prótesis Dental Gervasi (2010) Materiales acrílicos especiales para termopolimerización por microondas.
<http://www.labgervasi.freesevers.com/news.htm>

Macci RL.(2007) Prótesis removible en: *Materiales Dentales Médica Panamericana*, Buenos Aires. p 343-348

Marciales M, Hoyos L, Caicedo LF. (2011) Comparación de la porosidad de placas acrílicas polimerizadas mediante dos métodos (termopolimerización convencional y por energía microondas). (Trabajo de grado para optar por el título de especialista en Rehabilitación Oral). Bogotá - Colombia: Universidad Militar Nueva Granada- Fundación CIEO; 2011

Mauricio C. (2009) Historia de la prótesis total. Evolución histórica.
<https://es.slideshare.net/odontomusico/historia-de-la-protesis-total-evolucion-historica>

New stetic (2015). Ficha técnica, resina acrílica polimerizable por microondas Ez-Cryl

Pereyra Camacho D, Svidzinski T., Furlaneto M., Marzo 2014. Resinas acrílicas de uso odontológico á base de polimetacrilato. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*. Vol .6, n.3, pp.63-72

Philipps (2004) .Química de las resinas sintéticas: materiales para restauración indirecta y prótesis en la ciencia de los materiales dentales .Elsevier España. p219-276. 720-755

Rodríguez Fernando M. (2013) Introducción a la Prótesis Parcial fija y Removible. Elaborado por el Cuerpo Colegiado de la Materia de Prótesis Dental Parcial Fija y Removible. <http://www.odonto.unam.mx/pdfs/unidad01tercero.pdf>

Silva M. (2008), acrílicos o polímeros o materiales orgánicos sintéticos. <https://es.slideshare.net/abnerutria/acrilicos-dentales-presentation>

Sunint Singh, Jayant Palaskar, Sanjeev Mittal (2013). Comparative evaluation of surface porosities in conventional heat polymerized acrylic resin cured by water bath and microwave energy with microwavable acrylic resin cured by microwave energy. Contemp Clin Dent (Pubmed)

Vicens O. J et al. (2005). Análisis dela varianza (ANOVA) https://www.uam.es/personal_pdi/economicas/eva/pdf/anova.pdf