



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina

“Evaluación de porosidad y resistencia a la flexión de acrílicos termopolimerizables por método convencional y por método de microondas”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la especialidad en Rehabilitación bucal

Presenta:

Medico Cirujano Dentista Pablo Andrés Montenegro Hernández

Dirigido por:

L.O AEGD Luis Carlos Parás Fernández

Querétaro, Qro a 24 junio del 2021



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación bucal

“Evaluación de porosidad y resistencia a la flexión de acrílicos termopolimerizables por método convencional y por método de microondas”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la especialidad en Rehabilitación bucal

Presenta:

Medico Cirujano Dentista Pablo Andrés Montenegro Hernández

Dirigido por:

L.O AEGD Luis Carlos Parás Fernández

L.O AEGD Luis Carlos Parás Fernández

Presidente

L.O.E.O.R José Antonio Guerrero Gúzman

Secretario

C.D.E.R.B Abel Tavares de la Cruz

Vocal

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Suplente

Dra. Rosa María Sánchez Ayala

Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

24 Junio del 2021

México

Resumen

Introducción: Durante el desarrollo de las primeras técnicas ancestrales hasta la odontología contemporánea, se ha buscado la forma de sustituir los órganos dentales que por múltiples factores pueden llegar a perderse. Actualmente existe una amplia variedad de materiales para la elaboración de prótesis removibles y aparatología ortodóntica, siendo el Polimetilmetacrilato (PMMA) el material más utilizado. Para el técnico dental y el odontólogo el material para procesamiento de prótesis parciales o totales removibles idealmente tendrá que ser el que cumpla con las características de mayor resistencia a la fractura, menor porosidad y degradación del mismo.

Objetivo: Determinar la porosidad y resistencia a la flexión los acrílicos termopolimerizables por método convencional y por microondas.

Material y métodos: Estudio comparativo, experimental "in vitro". Se elaboraron 60 laminas acrílicas divididas en 2 grupos de 30 laminas que a su vez se dividieron en 3 grupos de 10 laminas. Se comparó la porosidad y la resistencia a la fractura mediante un análisis de varianza (ANOVA).

Resultados: Los resultados obtenidos para los diferentes materiales variaron según el método de polimerización utilizado, por ejemplo se observó una diferencia significativa para Nictone polimerizado de manera convencional (114.657 ± 12.7) y Nictone polimerizado por microondas (151.055 ± 11.4). También se observó una diferencia del método de polimerización entre diferentes marcas como Lucitone 199 (186.968 ± 10.7 Mpa) que obtuvo el valor más alto de resistencia a la flexión a comparación de Naturecyl MC (135.51 ± 13.2) siendo el acrílico con valor más bajo al resto de materiales. Se observaron valores no significativos entre las diferentes marcas y métodos como Probase polimerizado de manera convencional (150.068 ± 23.9), Probase polimerizado en microondas (157.375 ± 22) y Nictone polimerizado en microondas (151.055 ± 11.4).

Conclusiones: La resistencia a la fractura del PMMA termopolimerizado por un método convencional o por microondas no es dependiente de la porosidad, esto

mientras el material sea polimerizado con las correctas especificaciones que cada fabricante establece. Además, que podemos concluir que la resistencia a la fractura de un material depende de características exclusivas de cada fabricante, como los insertos metálicos, entre otras.

Palabras clave: Acrílico, porosidad, resistencia a la fractura, termopolimerizado, microondas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Summary

Introduction: During the development of the first ancestral techniques to contemporary dentistry, a way has been sought to replace dental organs that, due to multiple factors, can be lost. Currently there is a wide variety of materials for the production of removable prostheses and orthodontic appliances, being Polymethylmethacrylate (PMMA) the most used material. For the dental technician and dentist, the material for processing partial or total removable prostheses will ideally have to be the one that meets the characteristics of greater resistance to fracture, less porosity and degradation thereof.

Objective: To determine the porosity and flexural strength of thermopolymerizable acrylics by conventional and microwave methods.

Material and methods: Comparative, experimental "in vitro" study. 60 acrylic sheets were made divided into 2 groups of 30 sheets, which in turn were divided into 3 groups of 10 sheets. Porosity and fracture strength were compared by analysis of variance (ANOVA).

Results: The results obtained for the different materials varied according to the polymerization method used, for example, a significant difference was observed for Nictone polymerized in a conventional way (114.657 ± 12.7 Mpa) and Nictone polymerized by microwaves (151.055 ± 11.4). A difference in the polymerization method was also observed between different brands such as Lucitone 199 (186.968 ± 10.7 Mpa) that obtained the highest value of flexural strength compared to Naturecryl MC (135.51 ± 13.2 Mpa), with the acrylic having the lowest value at rest of materials. Non-significant values were observed between the different brands and methods such as Probase polymerized in a conventional way (150.068 ± 23.9 Mpa), Probase polymerized in microwaves (157.375 ± 22 Mpa) and Nictone polymerized in microwaves (151.055 ± 11.4 Mpa).

Conclusions: The resistance to fracture of PMMA thermopolymerized by a conventional method or by microwaves is not dependent on porosity, this as long as the material is polymerized with the correct specifications that each

manufacturer establishes. In addition, we can conclude that the resistance to fracture of a material depends on the exclusive characteristics of each manufacturer, such as metal inserts, among others.

Keywords: Acrylic, porosity, resistance to fracture, thermopolymerized, microwave.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Dedicatorias.

Dedico esta tesis a Dios quien es mi guía y el que me acompaña en cada paso que doy.

A la familia Montenegro Hernández con todo mi cariño.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Agradecimientos.

Doy gracias a Dios que me ha acompañado durante mi vida profesional y que me ha permitido cumplir cada una de mis metas.

A mis padre Pablo Montenegro y a mi madre María Esther Hernández, que han sido mi sustento y apoyo.

A mi hermano Erick Montenegro en quien puedo contar siempre.

A mis compañeras que se convirtieron en una amistad incondicional.

A mis profesores que han dedicado su tiempo y dedicación por compartir sus conocimientos y experiencia profesional.

A la Universidad autonoma de Querétaro por abrirme sus puertas y formar parte de esta gran institución.

ÍNDICE

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	iii
Dedicatorias	v
Agradecimientos	vi
Índice	v
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica	5
III.1 Tiempo de formación de la pasta y tiempo de trabajo	6
III.2 Polimerizado por microondas.	6
III.3 Porosidad	7
III.4 Absorción de agua y solubilidad	9
III.5 Resistencia	10
III.6 Dureza	10
III.7 Biocompatibilidad y citotoxicidad	11
III.8 Propiedades estéticas	12
IV. Hipótesis o supuestos	13
V. Objetivos	14
V.1 General	14
V.2 Específicos	14
VI. Material y métodos	15
VI.1 Tipo de investigación	15

VI.2 Población o unidad de análisis	15
VI.3 Muestra y tipo de muestra	15
VI.3.1 Criterios de selección	15
VI.3.2 Variables estudiadas	15
VI.4 Técnicas e instrumentos	17
VI.5 Procedimientos	18
VI.5.1 Análisis estadístico	20
VII. Resultados	21
VIII. Discusión	24
IX. Conclusiones	26
X. Bibliografía	27

I. INTRODUCCIÓN

Durante el desarrollo de las primeras técnicas ancestrales hasta la odontología contemporánea, se ha buscado la forma de sustituir los órganos dentales que por múltiples factores pueden llegar a perderse. Es por eso que, desde los inicios de la prostodoncia, se han buscado técnicas y materiales ideales para la elaboración de bases para dentaduras y dientes artificiales.

Actualmente existe una amplia variedad de materiales para la elaboración de prótesis removibles y siendo el Polimetilmetacrilato (PMMA) el material mas utilizado. En la comercialización de materiales acrílicos se pueden encontrar diferentes marcas en las cuales el fabricante establece diferentes formas de procesamiento, lo cual es un factor influyente en la calidad de la prótesis removible.

Desde 1950 los acrílicos se han comenzado a comercializar, no fue hasta mucho después que la complejidad de la polimerización del acrílico fue apreciada y fue usada por el gremio odontológico.

Para el técnico dental y el odontólogo, el material para procesamiento de prótesis parciales o totales removibles, idealmente tendrá que ser el que cumpla con las características de mayor resistencia a la fractura, menor porosidad y degradación del mismo.

El procesamiento de los acrílicos termopolimerizables puede realizarse por un método convencional y por microondas, en el cual por el método convencional se hace un encoframiento de acrílico en una mufla metálica sometida a calor y el método por microondas donde el encoframiento es en una mufla plástica que es sometido a ondas electromagnéticas. Siendo el método convencional un proceso con un tiempo de polimerización más prolongado se ha optado por la

polimerización con microondas ya que la reducción de tiempo de trabajo es considerable.

JUSTIFICACIÓN

Se ha demostrado en diferentes estudios que el método de procesamiento de acrílicos termopolimerizados puede influir en las propiedades físicas y químicas del material reduciendo su resistencia flexural, aumentando la porosidad y dejando monómeros residuales libres.

La marca del material, tiempos de polimerización y los métodos de polimerización deben de considerarse cuando se ha de elegir un material para el procesamiento de una prótesis acrílica ya que se verá reflejado principalmente en la durabilidad y la calidad de la misma, ofreciendo al paciente mayor satisfacción.

II. ANTECEDENTES

La primera vez que se usó el termocurado de acrílicos por método de muflas para microondas fue en el año de 1968 por Nishi, evitando así el uso de muflas convencionales de bronce o aluminio. Kimura en el año de 1983 describió el mismo procedimiento utilizando energía de microondas con una mufla de plástico reforzada con fibra de vidrio. Se describió que esta técnica reduce el tiempo de polimerizado con una masa homogénea y con cambios de color mínimos, hasta entonces se utilizaban resinas acrílicas de termocurado convencional, es decir para curado o endurecimiento en baño de agua caliente, pero en años posteriores se formularon resinas específicas para microondas. Se han realizado pruebas la porosidad, dureza, y resistencia transversal en tiras de acrílico (25 x 12 x 2.5 mm) por método convencional y por microondas y no se encontró diferencia. Cuando las resinas fueron curadas con medidas de (30 x 10 x 10 mm) el 70% de las muestras mostraron una superficie con porosidad (Reitz et al., 1985). En otros estudios con muestras más delgadas se encontró que la porosidad de las mismas se reduce significativamente (Wolfaardt et al., 1986). Las resinas para polimerizado por microondas pueden contener trietileno o tetraetilenglicol dimetacrilato en su composición lo que produce menos vapor de presión permitiendo elevar las temperaturas a 105° C sin generar poros en el acrílico (Figuêra et al, 2018). En algunas investigaciones se ha descrito que el procesado de acrílicos por método de microondas puede producir menos monómero residual además de poseer las mismas propiedades físicas que por el método convencional (Rudd and De Clerck, 1987). En otras investigación se ha demostrado que no hay influencia significativa en el número de muflas introducidas en el microondas para la polimerización de las dentaduras (De Oliveira et al, 2003), solo se tiene que realizar un ajuste en la energía aplicada

dentro del horno de microondas de acuerdo al fabricante y al número de muflas (Botega et al., 2004).

En el año de 1999 la ISO (International organization for standarization) clasifica los polímeros para bases de dentaduras en los siguientes:

Tipo 1: Polímero termopolimerizable

Clase 1: Polvo- Líquido

Clase 2: Masa plástica

Tipo 2: Autopolimerizable

Clase 1: Polvo- Líquido

Clase 2: Polvo líquido (vertido)

Tipo 3: Termoplásticos

Tipo 4: Activados por luz

Tipo 5: Activados por microondas

La ADA (American Dental Association) clasifica los polímeros de la siguiente forma:

- Tipo 1: termopolimerizables.

- Clase I: polvo y líquido.
- Clase II: pastilla plástica.

-Tipo 2: autopolimerizables.

- Clase I: polvo y líquido.

- Tipo 3: resinas termoplásticas.

III. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.

Desde 1950 los acrílicos se han comenzado a comercializar, no fue hasta mucho después que la complejidad de la polimerización del acrílico fue apreciada (Ballard and Asua 2018). El polimetilmetacrilato (PMMA) es ampliamente usado en odontología para diferentes propósitos como bases protésicas, aplicación ortodóntica y restauraciones provisionales (Bayraktar et al., 2006).

Composición

El polimetilmetacrilato, es la resina más comúnmente utilizada para fabricar prótesis dentales. La polimerización de PMMA es una reacción aditiva que requiere la activación de un iniciador (peróxido de benzoilo), creando los primeros radicales libres que inician la reacción en cadena de la polimerización abriendo los dobles enlaces del metacrilato de metilo (Rudd y De Clerck, 1987). El líquido en su mayor composición metil metacrilato con pequeñas partes de hidroquinona. Estos componentes forman una estructura reticular que es resistente a la deformación (Anusavice y Phillip, 2004).

Revisiones de literatura desde los años 1943 revelan informes de experimentación en el curado espontáneo de resinas acrílicas, pero con el éxito suficiente como para causar mucho optimismo en ese momento. Todos los experimentos informados fueron en la búsqueda de un uso satisfactorio del material acrílico como un sustituto del esmalte en la restauración de dientes cariados y de otra manera deformados (McCracken, 1952).

Diferentes métodos en el procesamiento del acrílico han sido usados en odontología el autopolimerizado, el polimerizado por microondas y por método

convencional en un baño de agua caliente.

El procedimiento de curado largo comienza a curarse a baja temperatura y luego la temperatura aumenta gradualmente por lo que el monómero podría curarse mejor en comparación con el procedimiento de curado corto (Kanchanavasita et al., 2017).

Las proporciones correctas, la manipulación correcta son factores importantes en las características del acrílico. Existen 5 etapas por las que el acrílico actúa:

1-Arenosa: Casi no existen interacciones moleculares y tiene un aspecto granuloso

2-Filamentosa: Comienzan a interactuar las moléculas y se forma una más pegajosa.

3-Pastosa: Se crean una cantidad mayor de cadenas poliméricas y deja de ser pegajosa la mezcla por lo que puede comenzar a manipularse

4-Gomosa: Las partículas de monómero se han integrado casi por completo a la mezcla. Se forma una mezcla plástica

5 Rígida: Hay una unificación completa de los monómeros a los polímeros por lo que pasa a ser una estructura rígida (Anusavice y Phillip, 2004).

III.1 Tiempo de formación de la pasta y tiempo de trabajo.

Según especificaciones de la ADA 12, el tiempo necesario para que el polímero llegue a una etapa de trabajo debe de ser de 40 minutos, sin embargo, en diferentes marcas su aplicación clínica esto sucede a los 10 minutos, una vez obtenida esta mezcla pastosa, se puede manipular durante 5 minutos. Se tiene que considerar que la temperatura del ambiente puede afectar la volatilización del monómero por lo que se recomienda el uso de estos materiales en temperaturas bajas (Anusavice y Phillip, 2004).

III.2 Polimerizado por microondas.

Nishii (1968) fue el primero en reportar un caso de una base de dentadura

polimerizada por el método de microondas.

Todas estas variaciones, modificaciones y avances de los acrílicos dentales han hecho que este material sea ideal para el uso de bases protésicas por lo que actualmente no existe una alternativa más satisfactoria al uso de PMMA. Sin embargo, el método de elaboración y la calidad del PMMA pueden influir significativamente en las propiedades y características como lo es la resistencia a la flexión y la porosidad. La polimerización de la resina a base de dentaduras por energía de microondas se ha estudiado durante más de 3 décadas (Zappini et al., 2003).

Las ondas de microondas pueden actuar sobre los acrílicos directamente. Estas ondas son generadas por un magnetrón. Los hornos de microondas domésticos usan una frecuencia de 2450 megaHertz (MHz) que da una longitud de onda de aproximadamente 12 cm (5 pulgadas). Las moléculas de metacrilato de metilo son capaces de orientarse en el campo electromagnético de las microondas y, a una frecuencia de 2450 MHz, su dirección cambia casi 5 mil millones de veces por segundo, numerosas colisiones intermoleculares y provocan un calentamiento rápido. Debido a que las microondas no pasan a través del metal, las muflas metálicas convencionales no se pueden usar al calentar la resina acrílica directamente; por lo tanto, es necesario utilizar muflas especialmente diseñadas (Rudd y De Clerck, 1987).

El procesado por método de microondas puede producir monómeros residuales que pueden considerarse citotóxicos a comparación del método convencional (Sheridan et al., 1997).

III.3 Porosidad.

La porosidad en las resinas de base para dentaduras postizas sigue siendo un problema de larga duración y se observó casi un 11% de porosidad, en función de diversas condiciones de procesamiento (Kasina et al., 2014).

Una dentadura porosa es vulnerable a las manchas, a la deposición de cálculos y a las sustancias adherentes. Entonces, para que una dentadura sea

higiénicamente aceptable, no debe ser porosa. La dentadura porosa es una incubadora ideal para especies como *Cándida albicans* (Kasina et al., 2014).

La porosidad en la resina acrílica es un fenómeno complejo de origen multifactorial, parece depender en parte de la combinación del método de material / polimerización y la técnica de fragmentación utilizada. La porosidad en bases acrílicas para prótesis debilita la prótesis de resina acrílica debido a la acumulación de tensiones internas.

El corto procedimiento de curado puede crear porosidad interna o gaseosa que disminuya la resistencia a la flexión. La porosidad también puede conducir a la distorsión y alabeo de las bases de las prótesis de acrílico (Yannikakis et al., 2002).

Hay dos causas principales de porosidad: volatilización del monómero, denominada porosidad gaseosa y contracción por polimerización, denominada porosidad de contracción (Noort R, 1994).

Otras causas de porosidad incluyen presión inadecuada, inclusión de aire durante los procedimientos de mezclado y vertido, mezcla inadecuada de polvo, componentes líquidos, y monómero residual (Beech, 1975).

Con las mezclas de proporción de polvo a líquido recomendados por el fabricante, las indicaciones son que sólo pequeños incrementos en la presión de curado (aproximadamente 0.68 MPa) son necesarios para mejorar sustancialmente los niveles de fuerza de los materiales de prueba. Por lo tanto, cuando se curan en condiciones que evitan la acumulación de tensiones residuales, los pequeños incrementos de presión alcanzables por los dispositivos de presurización modificados pueden ser beneficiosos para reducir la porosidad y mejorar la resistencia a la tracción de las resinas acrílicas. Alterar las proporciones podría ser benéfico teniendo en cuenta la presión que el dispositivo ejerce ya que, si se hace de una forma no cuantificada, es decir, sin un instrumento que mida la presión podríamos alterar de una forma no benéfica las características de nuestro material polimérico (Keller y Lautenschlager, 1985). Usando las proporciones adecuadas e

indicadas por el fabricante que en promedio son 3:1 el primero correspondiendo al polvo y el segundo al líquido podemos obtener que la contracción es de 6% al 7% (Anusavice y Phillip, 2004).

Otro factor importante a considerar es la marca y tipo de acrílico a procesar, La porosidad parece depender no solo del método de polimerización, sino también del tipo de resina acrílica utilizada dependiendo de su formulación (Kasina et al., 2014).

En el método de microondas, la posición y el número de microondas afecta el proceso de polimerización. La posición de los planos afecta la liberación del monómero a las 24 h, pero no afectaba la dureza o la porosidad de la resina acrílica y la irradiación simultánea de dos planos puede lograrse con éxito si ambos planos se colocan horizontalmente en la placa del horno de microondas. De acuerdo con protocolos experimentales utilizados, se puede concluir que el acrílico polimerizado por agua caliente o energía de microondas no es un factor que altere la rugosidad superficial, la porosidad superficial o la dureza Knoop de resina acrílica (Rizzatti-Barbosa y Ribeiro-Dasilva, 2009).

Además de la porosidad, las prótesis removibles son susceptibles a los impactos que puedan suceder desde la recuperación del investimento, el pulido hasta que pueda ser tirada accidentalmente, como resultado, se genera concentración de tensión y la resina acrílica de base de prótesis dental puede iniciar o propagar grietas existentes, lo que influye en la tasa de fallas. Para compensar estos problemas, la capacidad del material para resistir la presencia de muescas y la propagación de grietas es un factor importante que afecta el rendimiento de la dentadura postiza (Zappini et al., 2003).

III.4 Absorción de agua y solubilidad

El agua que es absorbida por la base de la dentadura acrílica actúa como un plastificante y puede producir cambios en el volumen. El monómero residual se libera en la cavidad oral por lo que se puede causar irritación al tejido, es por eso que se buscan que estos materiales sean insolubles en su mayor parte o en su

totalidad (Cucci et al.,1998). Para evitar esto por el procesamiento de acrílico en método de microondas se recomienda el uso de 550 W de energía a 3 minutos (Figuerôa et al., 2018).

Con respecto a la absorción de agua, algunos estudios demostraron que los mayores cambios dimensionales se produjeron durante el primer mes y no se produjeron cambios notables después de dos meses (Mower et al., 1958)

Es importante conocer que la dentadura puede sufrir cambios dimensionales al estar en un ambiente seco, ya que pierde agua y ocurre una contracción. Por eso, después de retirarla de boca tiene que ponerse en un recipiente con agua (Lim y Lee 2016).

III.5 Resistencia

Estas propiedades hacen referencia a la resistencia a la flexión, y tiene su máxima importancia en que el portador de una prótesis removible 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 se sigue incrementando dicha carga, llegará un momento en que la tensión supera a la resistencia y la muestra se fractura (Gotusso, 1969).

III.6 Dureza

Otra propiedad que está relacionada directamente con la resistencia a la flexión es la dureza y se puede medir en knoops. A diferencia de los polímeros autopolimerizables que alcanzan entre 16 y 18 knoops los acrílicos termopolimerizables alcanzan niveles mayores a los 20 knoops, característica ideal que se busca de estos materiales al estar en contacto con alimentos que aplican fuerza sobre estos (Anusavice y Phillip, 2004).

El tener un material con característica de poca dureza puede ocasionar irregularidades. La rugosidad de las superficies duras intraorales puede influir en la retención de la peste bacteriana. Algunas técnicas clínicas dan como resultado

una superficie muy lisa (compresión de materiales compuestos contra matrices), mientras que otras hacen que la superficie sea más bien rugosa (aplicación de instrumentos de mano). Estos hallazgos indican que cada material dental necesita su propia modalidad de tratamiento para obtener y mantener una superficie lo más lisa posible (Bollen et al., 1997).

Se ha encontrado que la fractura en la línea media es una de las fallas mecánicas más comunes en las dentaduras completas a base de polímero, con un porcentaje de 29% de las fallas totales, el resto son desprendimiento de dientes y fracturas por otras causas (Darbar et al., 1994).

III.7 Biocompatibilidad y citotoxicidad

La toxicidad se manifiesta por la liberación de diferentes químicos incluidos en el polímero que inducen una respuesta alérgica como estomatitis y dermatitis localizada o generalizada, reacciones toxicológicas graves o efectos carcinogénicos mutagénicos. Bhola y Bhola (2010) describen la composición química de Acrílicos dentales:

Función	Sustancia
Monómero.	metacrilato de metilo (MMA) Etilenglicoldimetacrilato (EGDMA)
Productos de degradación MMA.	ácidos metacrílicos
Productos de oxidación MMA.	Formaldehído
Estabilizador.	Hidroquinona, resorcinol, pirogadol.
Acelerador de resinas de autopolimerización.	N, N-dimetil-p-toluidina (amina terciaria)
Monómero de matriz de resinas fotopolimerizables.	Poli (metacrilato de etilo), Bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado

Monómero de matriz de resinas fotopolimerizable y polimerizado por microondas	Dimetacrilato de uretano (UDMA)
Iniciador	Peróxido de dibenzoilo
Productos de reacción	Bifenilo, fenil benzoato, ácido benzoico

III.8 Propiedades estéticas.

Los polímeros dentales tienen cierta transparencia y translucidez, además de contar con valores adecuados de color, croma y valor para asemejarse a los tejidos circundantes de cada paciente. Una vez polimerizada la mezcla, se busca que el material tenga la capacidad de mantener un color estabilizado durante el tiempo de uso de la prótesis (Macchi y Craig, 1969).

Son varias las consideraciones que se deben de tener en la elaboración de un acrílico termopolimerizable se tienen que tener en cuenta. Al controlar la presión, la mezcla adecuada recomendada por el por el fabricante, la marca, la temperatura de polimerización por método convencional o por microondas, el clínico puede obtener un resultado satisfactorio (Winston et al., 1988).

IV. HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo

Existe mayor porosidad y menor resistencia a la flexión de los acrílicos; Probase HOT®, y Nictone heatcure® por método polimerización en microondas que por método convencional.

Hipótesis nula

Existe mayor porosidad y menor resistencia a la flexión del acrílicos; Probase HOT®, y Nictone heatcure® por método de polimerización convencional que por método de microondas.

V. OBJETIVOS

V.2 OBJETIVO GENERAL

Determinar la porosidad y resistencia a la flexión los acrílicos termopolimerizables por método convencional y por microondas.

V.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Medir y comparar la porosidad y resistencia a la flexión del acrílico Probase HOT®, y Nictone heatcure® por método convencional.

Medir y comparar la porosidad y resistencia a la flexión del acrílico Probase HOT®, y Nictone heatcure® por método de microondas.

V.I MATERIALES Y METODOS

VI.1 Tipo de investigación

Experimental “In vitro”

VI.2 Unidad de análisis

Laminas de acrílico termopolimerizados por método convencional y por método de microondas de la marca Nictone Forzza, Probase, Lucitone 199, Nature Cryl.

VI.3 Muestra.

60 laminas acrílicas divididas en 3 grupos de 10 laminas de acrílico Nictone forzza, Probase y Lucitone 199 polimerizadas por método convencional y 3 grupos de 10 laminas de acrílico Nictone forzza, Probase y Nature Cryl polimerizado por método de microondas.

VI.3.1 Criterios de selección

Fueron incluidas las muestras procesadas en acrílicas termopolimerizables por método convencional y de microondas.

Fueron excluidas las muestras que no cumplieron con las medidas adecuadas según la ISO 1567, muestras que no fueron termopolimerizadas con las temperaturas recomendadas, muestras contaminadas con cera, yeso u otro material de trabajo.

VI. 3.2 Variables estudiadas

Variable dependiente.

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Porosidad	Volumen de microporos en la superficie e interior de las laminas acrílicas	Calcular el porcentaje del volumen de agua absorbida a los 15 días	Cuantitativa	Continua	%
Resistencia la Fractura	Fuerza aplicada sobre una lamina de acrílico termopolimerizado	Medir en mPa	Cuantitativa	Continua	mPa

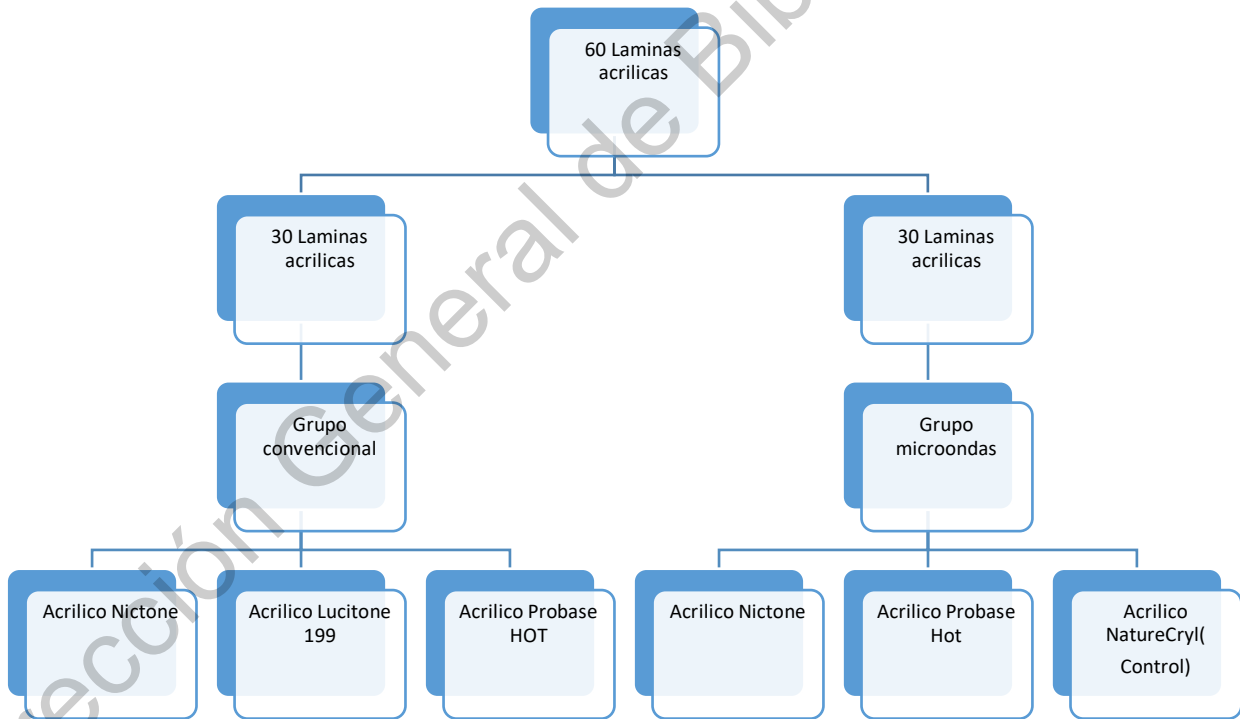
Variable Independiente

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Acrílico Probase Hot	Polimetilmetacrilato termopolimerizable	Termopolimerización por mufla convencional y por microondas	Cualitativa	Nominal	
Acrílico NICTONE	Polimetilmetacrilato termopolimerizable	Termopolimerización por mufla convencional y por microondas	Cualitativa	Nominal	
Acrílico Lucitone 199	Polimetilmetacrilato termopolimerizable	Termopolimerización por mufla convencional y por microondas	Cualitativa	Nominal	
Termopolimerizado por método convencional	Mufla de bronce para termopolimerizado en baño de agua caliente	Termopolimerización en baño de agua caliente.	Cualitativa	Nominal	

Termopolimerizado por método de microondas	Mufla de polímero para termopolimerizado en microondas	Termopolimerización en microondas	Cuantitativa	Continua	Watts de potencia.
--	--	-----------------------------------	--------------	----------	--------------------

VI. 4 Tecnicas e instrumentos

Se elaboraron 60 especímenes acrílicos especificando medidas de 65 mm x 10 mm x 3 mm de longitud, anchura y grosor, respectivamente (según la norma de la Organización Internacional de Normalización [ISO] 1567). Estas muestras fueron divididas en 2 dos grupos que a su vez serán divididos en 3 subgrupos cada uno con un grupo control.



VI.5 Procedimientos

De acuerdo a las especificaciones de la ISO 1547 para bases de dentaduras, se elaboraron láminas acrílicas con medidas de 10x 64x 3 mm, siguiendo el siguiente procedimiento

1. Se realizaron moldes de silicón Z-LABOR con medidas de 65 mm x 10 mm x 3 mm, las cuales se obtendrán de patrones.



Figura 1. Elaboración de laminas

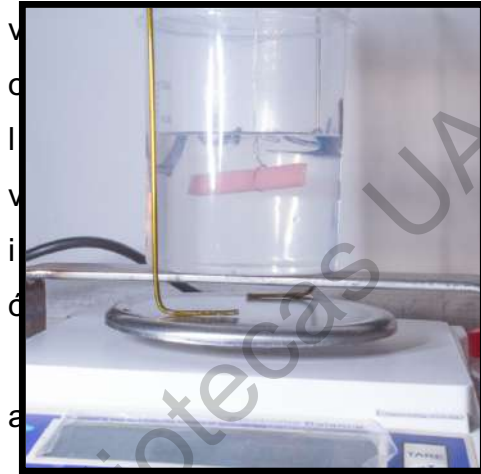
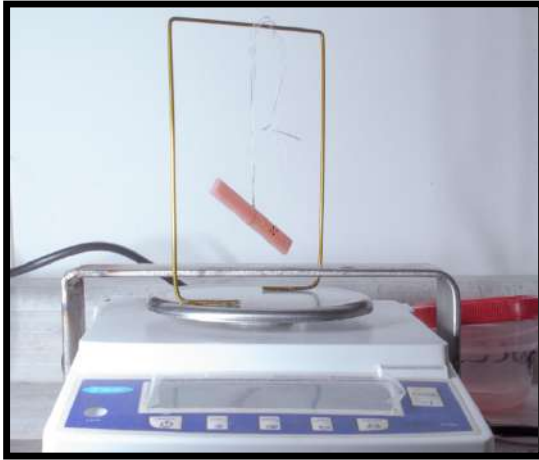
2. Se vació yeso blanca nieves sobre la mufla de microondas (tecnoflask) y sobre una mufla de bronce donde se colocaron las matrices de silicón.
3. Se aplicó vaselina sobre la mufla y se colocó la contra mufla para vaciar yeso blanca nieves.
4. Se aplicaron 2 capas separador yeso-acrílico de la marca Ivoclar.
5. Mezcla de polvo líquido de acuerdo a las especificaciones de cada acrílico
6. Se empaquetó el acrílico en el negativo de yeso que se encuentra en la mufla y se prensó a 80 bares de presión con una prensa neumática.

7. Se sometió la mufla en agua a temperatura ambiente e ir incrementando la temperatura gradualmente a 60° durante 45 minutos para después aumentar la temperatura a 100° por otros 45 minutos.
8. Para la mufla de microondas, se introdujo la mufla en el microondas a 600 watts durante 5 minutos
9. Se retiraron y se dejaron enfriar a temperatura ambiente durante 1 hora.
10. Una vez procesado se recuperaron las laminas acrílicas y poder recortar excedentes, pulirlos y rectificar medidas.



Figura2. Calibrado de laminas

11. Se hizo el pesaje de las muestras en aire y en agua para obtener el volumen de la muestra deshidratada. 15 días después de estar sumergidas las muestras en agua bidestilada se



hacer el pesaje.

12. Se llevaron las muestras a la máquina universal de pruebas y la prueba de resistencia a la fractura se realizó con una carga de 50 Kgf y una velocidad cruzada de 5 mm / min hasta el fallo completo. Se hizo la recolección de datos para analizarlos.

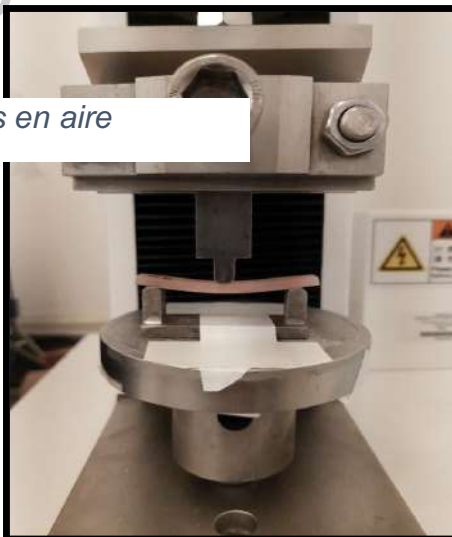


Figura 3. Pesaje de laminas en aire

aje de laminas en agua

Figura 5. Prueba de flexion de 3 puntos

VI.5.1 Análisis estadístico.

Una vez obtenidos los resultados, se colocaron en una tabla de Excel, se calculó el promedio y la desviación estándar de la porosidad y de la resistencia flexural para realizar el análisis estadístico para valores paramétricos para lo que se usó ANOVA.

VII. RESULTADOS.

El total de la muestra fue de 60 laminas de PMMA termopolimerizado, 30 fueron polimerizadas por método convencional y 30 por método de microondas. Se obtuvieron valores paramétricos en las pruebas de porosidad (Tabla 2) y resistencia a la fractura (Tabla 1). Se utilizó un intervalo de confianza del 95%. Se realizó un análisis estadístico de varianza (ANOVA) y se obtuvo un valor $p=0.7952$ para porosidad y $p=0.0001$ para resistencia flexural por lo cual, únicamente se hizo la comparativa de los grupos correspondientes a la resistencia a la flexión usando el método de Tuckey. Podemos observar valores más altos de resistencia flexural para los acrílicos Probase MC y Nictone MC que fueron polimerizados en microondas. Lucitone 199, el cual fue polimerizado por método convencional obtuvo el valor más alto de todos los acrílicos analizados y el acrílico Nature Cryl

polimerizado por método de microondas obtuvo el valor más bajo de la muestra.(Grafico 2.)

Tabla 1. Comparación de la resistencia a la flexión en megapascales de las diferentes marcas de acrílicos termopolimerizados por método convencional y por microondas.

**X±DE
(RANGO)**

Probase C n=10	Nictone n=10	Probase (MC) n=10	Nictone (MC) n=10	Lucitone 199 n=10	Naturecyl (MC) n=10	Valor P
150.068 ± 23.9 (115.2 - 171.73)	114.657±12.7 (87.46- 128)	157.375 ± 22.7 (124.8- 190.93)	151.055± 11.4 (132.66-174.93)	186.968 ± 10.7 (164.26 - 199.4)	135.51± 13.2 (118.4 - 158.93)	0.0001

X: Promedio, DE: Desviación estándar, MC: Microondas, prueba ANOVA

Tabla 2. Comparación del porcentaje de porosidad de las diferentes marcas de acrílicos termopolimerizados por método convencional y por microondas.

**X±DE
(RANGO)**

Probase C n=10	Nictone C n=10	Probase MC n=10	Nictone MC n=10	Lucitone 199 n=10	Naturecyl MC N=10	Valor P
1.96 ± 2.54 (0 - 5.26) %	2.7± 2.6 % (0 - 5.5)	1.48 ± 2.4 % (0 - 5.5) %	1.93 ± 2.4 % (0 - 4.76) %	1.59 ± 1.9 % (0 - 5.88) %	0.625 ± 2.5 % (0 - 6.25) %	0.7592

X: Promedio, DE: Desviación estándar, MC: Microondas prueba ANOVA

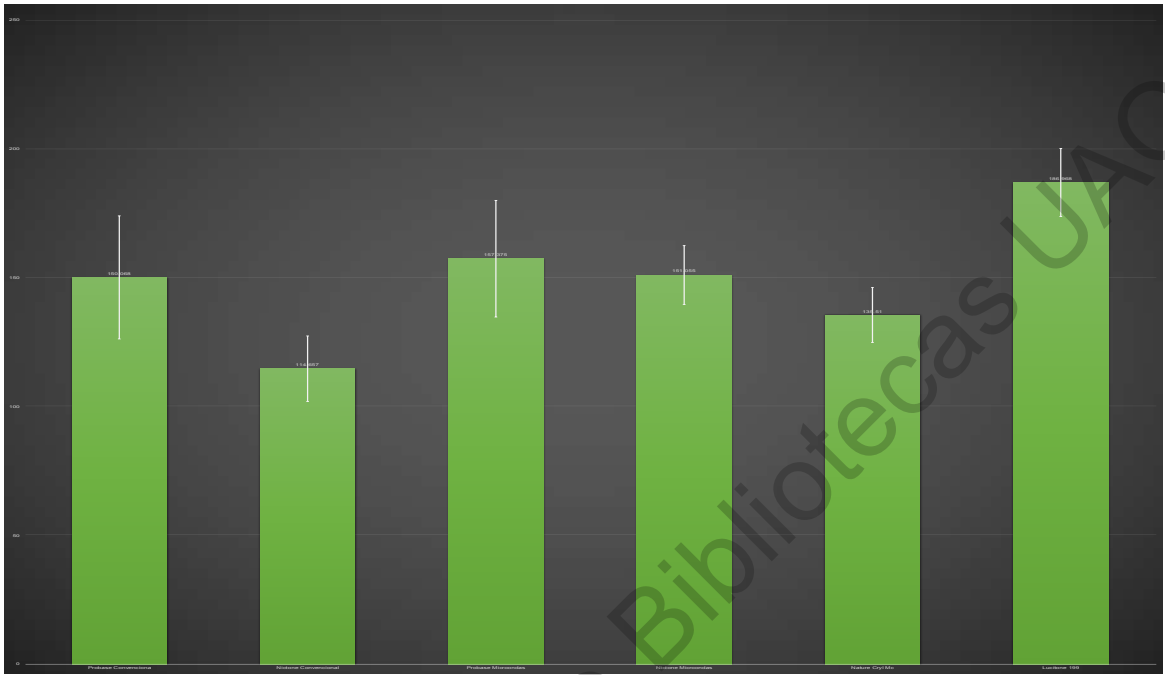


Gráfico 1. Resistencia a la fractura (Mpa)

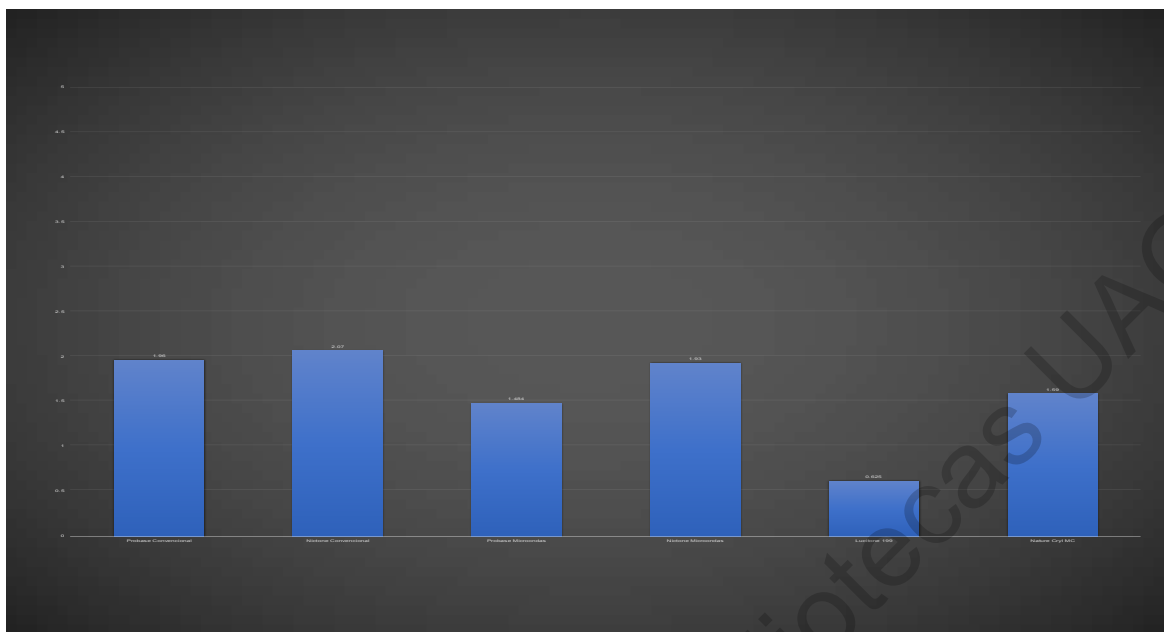


Grafico 2. Porcentaje de porosidad (%)

Prueba de comparación POS HOC Tuckey

Grupos acrílicos	Significante
Probase C vs Nictone C	****
Probase C vs Probase MC	NS
Probase C vs Nictone MC	NS
Probase C vs Lucitone 199	****
Probase C vs NatureCryl MC	****
Nictone C vs Probase MC	****
Nictone C vs Nictone MC	****
Nictone C vs Lucitone 199	****
Nictone C vs NatureCryl MC	NS
Probase MC vs Nictone C	NS
Probase MC vs Nictone MC	****
Probase MC vs Lucitone 199	NS
Nictone MC vs Lucitone 199	****
Nictone MC vs NatureCryl MC	NS
Lucitone 199 vs NatureCryl MC	****

Prueba de comparación POS HOC Tuckey. NS: $P < 0.05$; ****: $P < 0.001$

VIII. DISCUSIÓN.

Siendo el PMMA el material ideal de elección para la elaboración de diferentes tipos de prótesis dentales, tanto fijas como removibles, es indispensable que este tenga las propiedades físicas y químicas ideales, con la finalidad de dar durabilidad a largo plazo al tratamiento.

Uno de los motivos por los cuales se realizó el estudio es saber los valores de resistencia y las características físicas que tienen los diferentes acrílicos antes de ser llevados a la cavidad bucal del paciente ya que, estudios han mostrado que al entrar en función, las dentaduras removibles elaboradas de acrílico llegan a un punto de fatiga en el cual la resistencia flexural disminuye significativamente. (Seo, et al. 2006).

Blagojevic y Murphy (1999) realizó un estudio similar, comparando las propiedades mecánicas de acrílicos termopolimerizados por método de microondas y el método convencional en el cual observó mejores resultados si se usaba un método de polimerización convencional. Por otro lado, Zappini et, al. (2003) realizó un estudio en el cual comparó la resistencia a la flexión de diferentes tipos de acrílicos polimerizados por diferentes métodos, y de igual manera el cual encontró diferencias favoreciendo la polimerización en un baño de agua caliente. En el presente estudio únicamente se obtuvieron valores significativos para la prueba de resistencia a la fractura. Al realizar el análisis comparativo de Tuckey, el grupo control del acrílico Lucitone 199, fue el que obtuvo valores más altos y significativos respecto al resto de los 5 grupos, siendo este un acrílico polimerizado por el método convencional. El grupo del acrílico Nictone, polimerizado por un método convencional obtuvo el valor más bajo respecto al resto de los grupos a excepción del grupo de Nature Cryl MC, en el cual no hay diferencia significativa.

Kashanavasita et al. (2017) demostró que hay más influencia en el tiempo de polimerizado el cual está directamente relacionado a la temperatura a la que está sometida el material y en nuestro estudio se pudo observar una variación en cuanto al método de polimerización por parte del grupo del acrílico Nictone, en el que hubo un resultado más favorable para el método de microondas que para el método convencional, por lo que podemos decir que, puede haber una polimerización más completa si el incremento de temperatura es realizado por microondas. Sin embargo, otros autores refieren que una polimerización más completa depende directamente de un tiempo prolongado de termopolimerización (Otawa et al., 2005).

Se han realizado estudios en los cuales se ha evaluado la porosidad del acrílico utilizando diferentes métodos como la microscopía, determinación el peso molecular y el método clásico de medición de peso del espécimen antes y después de la inmersión en agua, llegando a la conclusión de que métodos rápidos de polimerización pueden generar un mayor porcentaje de poros (Al Doori et al., 1988). Otros autores han encontrado que, al ser agregados aditivos como el peróxido de benzoilo, se puede evitar la formación de gases que generan la porosidad en el acrílico (Figuerôa et al., 2018). Coincidimos con los resultados de estos últimos autores ya que, en las pruebas de porosidad realizadas, no se encontró diferencia significativa entre ninguno de los grupos, por lo que podemos decir que no hay relación si se realiza un polimerizado por método convencional o de microondas.

IX. CONCLUSIONES.

La resistencia a la flexión del PMMA termopolimerizado no es dependiente de la porosidad, esto mientras el material sea polimerizado con las correctas especificaciones que cada fabricante establece, independientemente de los dos métodos de polimerización que se utilizaron en este estudio.

No existe diferencia significativa en la porosidad en ninguno de los acrílicos polimerizados por los dos métodos e incluso podríamos decir que los valores de porcentaje de absorción de agua fueron casi nulos.

Mediante las pruebas de resistencia a la fractura podemos establecer que algunos acrílicos como Nictone, al ser polimerizados por microondas pueden ser más resistentes que si son polimerizados de manera convencional. Además, que podemos concluir que la resistencia a la fractura de un material depende de características exclusivas de cada fabricante, como los insertos metálicos, entre otras. Los acrílicos Nictone Forzza y Probase y Lucitone 199 pueden ser polimerizados por método de microondas sin afectar sus propiedades físicas.

X. BIBLIOGRAFIA.

Anusavice, Kenneth J., y Ralph W. Phillip. 2004. Phillips Ciencia de Los Materiales Dentales. Elsevier.

Ballard N., y Asua J. 2018. "Radical Polymerization of Acrylic Monomers: An Overview." Prog. Polym. Sci. 79: 40–60.

Bayraktar G., Bora G., Canan B., y Yagiz Ursein. 2006. Influence of Polymerization Method, Curing Process, and Length of Time of Storage in Water on the Residual Methyl Methacrylate Content in Dental Acrylic Resins. J J. Biomed. Mater. Res. B. 76 (2): 340–45.

Beech D.R. 1975. "Molecular Weight Distribution of Denture Base Acrylic." J. Dent. 3 (1): 19–24.

Bhola R, y Bhola S. 2010. "Biocompatible Denture Polymers-a Review." Trends Biomater. 23 (3): 129-136.

Bollen C M., P Lambrechts., y M Quirynen. 1997. "Comparison of Surface Roughness of Oral Hard Materials to the Threshold Surface Roughness for Bacterial Plaque Retention: A Review of the Literature." Dent. Mater. 13 (4): 258–69.

Botega D.M., Souza T., Nunes de Melo J., Matheus R., Garcia., y Antoninha Del Bel Cury A., 2004. "Polymerization Time for a Microwave-Cured Acrylic Resin with Multiple Flasks." Braz Oral Res. 18 (1): 23–28.

Cucci A L., C E Vergani., E T Giampaolo., y M C Afonso. 1998. "Water Sorption, Solubility, and Bond Strength of Two Autopolymerizing Acrylic Resins and One Heat-Polymerizing Acrylic Resin." J Prosthet Dent. 80 (4): 434–38.

Darbar., U R., Huggett R., y Harrison A., 1994. "Denture Fracture a Survey." Br Dent J. 176 (9): 342–45.

Figuerôa., Silva R., Bruna Conterno, Galvão C., Campos C., Migliorini V., y Hermana K. 2018. "Porosity, Water Sorption and Solubility of Denture Base Acrylic Resins Polymerized Conventionally or in Microwave." 26 J Appl Oral Sci.

Gianluca Z, Kammann A, y Wachter W. 2003. "Comparison of Fracture Tests of Denture Base Materials." J. Prosthet. Dent. 90 (6): 578–85.

Kanchanavasita., Widchaya., Thitinon J., Amornrat W., y Noppavan N. 2017. "Flexural Strength of Three Denture Base Materials in Different Curing Procedures." Dent J. 37.

Kasina, Prasad S., Ajaz T., Attili S., Surapaneni H., Cherukuri M., y Srinath H. 2014. To Evaluate and Compare the Porosities in the Acrylic Mandibular Denture Bases Processed by Two Different Polymerization Techniques, Using Two Different Brands of Commercially Available Denture Base Resins - an in Vitro Study. J Int Oral Health 6 (1): 72–77.

Keller, John C, y Lautenschlager E. 1985. "Porosity Reducation and Its Associated Effect on the Diametral Tensife Strength of Activated Acrylic Resins" 53 (3): 374-379

Kimura H., F Teraoka F., Ohnishi H., Saito T., y Yato M. 1983. "Applications of Microwave for Dental Technique (Part 1). Dough-Forming and Curing of Acrylic Resins." J Osaka Univ Dent Sch 23 (12): 43–49.

Lim, Seo-Ryeon, and Joon-Seok Lee. 2016. "Three Dimensional Deformation of Dry-Stored Complete Denture Base at Room Temperature." J Adv Prosthodont 8 (4): 296–303.

Macchi R, y Craig R. 1969. "Physical and Mechanical Properties of Composite Restorative Materials." J Am Dent Assoc 78 (2): 328–34.

McCracken, Wm L. 1952. "An Evaluation of Activated Methyl Methacrylate Denture Base Materials." J Prosthet Dent. 2 (1): 68–83.

Mower y WE, Burns CL, Dickson G, Sweeney WT. 1958 "Dimensional stability of denture base resins." J Am Dent Assoc. 57 (3): 45-53.

Nishii M. 1968. "Curing of Denture Base Resins with Microwave Irradiation: With Particular Reference to Heat-Curing Resins." J Osaka Dent Univ. 1968;2(1):23-40.

Noort RV. 2013. Introduction to dental materials (4th ed.). Mosbt., London.

Oliveira V., Léon B., Bel Cury A., y Consani S. 2003. "Influence of Number and Position of Flasks in the Monomer Release, Knoop Hardness and Porosity of a Microwave-Cured Acrylic Resin." J Oral Rehabil. 30 (11): 1104-8.

"Reitz PV., Sanders JL., y Levin B. 1985. The Curing of Denture Acrylic Resins by Microwave Energy. Physical Properties. Quintessence Int. 16(8):547-51.

"Revised American Dental Association Specification No. 12 for Denture Base Polymers." 1975. J Am Dent Assoc. 90 (2): 451-58.

Rizzatti-Barbosa, Marisa C, y Ribeiro-Dasilva M. 2009. Influence of Double Flask Investing and Microwave Heating on the Superficial Porosity, Surface Roughness, and Knoop Hardness of Acrylic Resin." J Prosthodont 18 (6): 503-6.

Rudd, Kenneth D, y J P De Clerck. 1987. Microwave Polymerization of Acrylic Resins Used in Dental Prostheses." J Prosthet Dent. 57(5):650-8.

Sheridan P, Koka S, Ewoldsen N, Lefebvre C, y Lavin M. 1997. "Cytotoxicity of Denture Base Resins." Int J Prosthodont 10 (1): 73-77.

Winston C, Donoban TE, Daftary F, Siu TM. 1988 The effect of vacuum-mixed autopolymerizing acrylic resins on porosity and transverse strength. J Prosthet Dent 60(4), 517-519

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, y Fatti P. 1986. "The Occurrence of Porosity in a Heat-Cured Poly (Methyl Methacrylate) Denture Base Resin." J. Prosthet. Dent. 55

Yannikakis S., Zisis A, Polyzois G, y Andreopoulos A. 2002. "Evaluation of Porosity in Microwave-Processed Acrylic Resin Using a Photographic Method." J. Prosthet. Dent 87 (6): 613–19.

Dirección General de Bibliotecas UAQ