



Universidad Nacional Autónoma de México



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES E INVESTIGACIÓN

**EFFECTO DE LA INTERACCIÓN DEL MATERIAL PARA ENFRASCADO EN
LA DETERMINACIÓN DEL MÓDULO DE ELASTICIDAD DE RESINA
ACRÍLICA POLIMERIZABLE POR MICROONDAS PARA BASE DE
DENTADURAS SOMETIDA A DIFERENTES TEMPERATURAS**

T E S I S

QUE PRESENTA

ALEJANDRO SANTOS ESPINOZA

PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRO EN ODONTOLOGÍA

TUTOR: MTRO. JOSÉ ARTURO FERNÁNDEZ PEDRERO

ASESOR: MTRO. VÍCTOR MORENO MALDONADO

MÉXICO, D.F

2010



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

AGRADECIMIENTOS

A la **Universidad Nacional Autónoma de México**. Por haber tenido el privilegio de formarme en la máxima casa de estudios.

A la **Facultad de Odontología**. Por ser la institución formadora de excelentes profesionales de la salud oral.

A la **División de Estudios de Posgrado e Investigación**. Por ser el pilar de la investigación en odontología de México.

A mis **Padres** por sus enseñanzas y el amor entregado . Y darme la oportunidad de obtener una carrera.

A mi **Esposa**. por todo su amor y apoyo para la culminación de este trabajo.

A mis **Hijos**. Graciela Lizett, Alejandro, Luz Elena. Por Ser los grandes inspiradores para alcanzar y cumplir con esta meta.

A mi Hermano **Enrique Santos Espinoza**. Por todo lo que hemos compartido en nuestras vidas y ser mi guía durante muchos años.

Al Mtro. **Arturo Fernández Pedrero**. Por todo su apoyo para la culminación del presente Trabajo.

Al Mtro. **Víctor Moreno Maldonado**. Por su apoyo incondicional para la realización de este trabajo y su ejemplo de compromiso y amor a la docencia.

Al Mtro. **Alejandro Ito Aray**. Por su ejemplo de honestidad en la docencia y la vida misma.

Al Mtro. **Enrique Ríos Szalay**. Por compartir sus experiencias en la docencia y personales.

Al Mtro. **Enrique Navarro Bori**, por sus observaciones para el presente trabajo.

Al DR. **Federico Barceló Santana**. Por todo su gran apoyo desinteresado para la realización del presente trabajo.

Al DR. **Carlos Álvarez Gayoso**. Por todas sus observaciones y consejos para realizar este estudio.

Al Mtro. **Jorge Guerrero Ibarra**. Por su gran ayuda para la realización del presente trabajo.

ÍNDICE

RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	2
INTRODUCCIÓN	3
MARCO TEÓRICO.....	5
ANTECEDENTES	19
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	21
JUSTIFICACIÓN.....	22
HIPÓTESIS.....	23
OBJETIVO GENERAL.....	24
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
MATERIAL Y MÉTODO.....	26
DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO	29
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	37
RESULTADOS.....	38
DISCUSIÓN.....	44
CONCLUSIONES.....	49
REFERENCIAS.....	51

RESUMEN

Distintos estudios se han realizado para el desarrollo de materiales y técnicas que buscan mejorar las características físicas de la resina acrílica para bases de dentadura, principalmente en los procesos de polimerización ya sea a través de reacción química, agua caliente, energía de microondas, por polimerización a calor seco, o por luz visible. ⁽¹⁻⁴⁾

La técnica con microondas actualmente es un método comercial de gran aceptación para elaborar las bases de dentadura, por lo que los fabricantes de resinas han hecho modificaciones en sus productos para ser utilizados con microondas, debido a que esta técnica permite realizar las dentaduras en menor tiempo y con propiedades físicas y mecánicas deseables. ⁽⁹⁾

Actualmente en la Facultad de Odontología, UNAM, se llevan a cabo distintos protocolos para polimerizar resinas acrílicas para base de dentadura; dos de ellos con distintos materiales para el enfrascado, utilizando la misma resina acrílica polimerizada por el método de microondas.

El objetivo de este estudio fue evaluar las alteraciones del Módulo Elástico de la resina acrílica polimerizada por microondas, EZCryl, New Stetic®, comparando su interacción con los materiales de enfrascado: yeso tipo III, *Magnum, MDC*®, en la base de la mufla y Silicón por condensación, Zetalabor, Zhermack®, en la contramufla y/o utilizando yeso tipo III, *Magnum, MDC*®, en la base de la mufla y yeso tipo III en la contramufla, exponiendo las muestras a $5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, y a $55^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante las pruebas.

Con respecto al módulo elástico se calculó con la siguiente fórmula:

$$E = FL^3 / 4db^3.$$

Conclusión:

Los diferentes materiales utilizados para el proceso de enfrascado como el silicón por condensación *Zetalabor, Zhermack*®, y/o el yeso tipo III, *Magnum, MDC*®, no incidieron significativamente en los valores obtenidos de las pruebas de Módulo de elasticidad, Resistencia de flexión y Resistencia a la Fractura. Los valores de las pruebas se analizaron mediante la t de Student, ($p \leq 0.05$) asumiendo varianzas iguales.

El someter la resina acrílica a una temperatura de 55°C , produjo mayor flexibilidad del material para base de dentaduras y menor resistencia a la fractura, someter la resina acrílica a 5°C provocó menor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura. Lo que confirma que altas y bajas temperaturas alteran sus propiedades físicas.

ABSTRACT

Different studies have been carried out to develop new materials and techniques to improve the physical characteristics of the acrylic resin for denture base, polymerization processes mainly, either through a chemical reaction, hot water, and microwave energy to dry heat or visible light.

Currently, in the School of Dentistry, UNAM there are different protocols for curing acrylic resins for denture base; two of them with different materials for the storage, using the same acrylic resin polymerized by microwave method.

The aim of this study was to assess the changes of the elastic modulus of the acrylic resin polymerized by microwave, EZCryl, New Stetic® comparing their interaction with storage materials: dental stone type III, Magnum, MDC® on the basis of flask and silicone condensation, Zetalabor, Zhermack®, in the opposite part of the flask and/or using dental stone type III, Magnum, MDC®, at the bottom of the flask and dental stone type III in the opposite part of the flask, exposing the samples to $5^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$, $37 \pm 1^{\circ} \text{C}$ and $55 \text{C} \pm 1^{\circ} \text{C}$ during testing.

Regarding the elastic modulus, it was calculated with the following formula:
 $E = FL^3 / 4dbh^3$.

The different materials used for the process of flasking such as condensation silicone Zetalabor Zhermack®, and / or dental stone type III, Magnum, MDC® did not influence significantly on the values obtained from the elasticity modulus, shear bond strength and fracture resistance tests. The test values were analyzed by t Student test, assuming equal variances.

Subjecting the acrylic resin at a temperature of 55°C produced more flexibility of the denture base material, causing disadvantages in physical properties.

Subjecting the acrylic resin at a temperature of 55°C , produced more flexibility of the denture base material and diminished the flexural strength. Meanwhile the test carried out at 5°C produced less flexibility of the denture base material and increased the flexural strength. This behaviour demonstrates that drastic temperature changes causes modifications in physical properties of resins.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Se afectará el módulo de elasticidad en la resina acrílica polimerizada por microondas cuando son procesadas con distintos materiales de envasado, siendo expuestas a diferentes temperaturas?

INTRODUCCIÓN

Distintos estudios se han realizado para el desarrollo de materiales y técnicas que buscan mejorar las características físicas de la resina acrílica para bases de dentadura, principalmente en los procesos de polimerización ya sea a través de reacción química, agua caliente, energía de microondas, por polimerización a calor seco o por luz visible.¹⁻⁴

Nishii⁽³⁾ presentó la polimerización de la resina acrílica por la energía de microondas en 1968. Esta técnica puede ser considerada viable, pues se trata de un método limpio y práctico y evita perder tiempo. Por otra parte, la posible homogeneidad del calor del yeso y la masa de resina de acrílica durante la polimerización es también una ventaja ya que puede reducir las tensiones y distorsiones al acrílico.^{3,5} Sin embargo, las temperaturas superiores a 90°C podrían promover la tensión y las distorsiones en la resina acrílica, aumentando la posibilidad de la rugosidad superficial.⁶

Alkhatib, et al.⁽⁷⁾ en 1990, comparó dos resinas polimerizadas por microondas y resinas polimerizadas en baño de agua. No encontró diferencias significativas en la resistencia a la flexión, sin importar el método de polimerización.

La técnica con microondas actualmente es un método comercial de gran aceptación para elaborar las bases de dentadura, por lo que los fabricantes de resinas han hecho modificaciones en sus productos para ser utilizados con microondas, debido a que esta técnica permite realizar las dentaduras en menor tiempo y con propiedades físicas y mecánicas deseables.⁸ Débora Barros Barbosa,⁹ no encontró diferencia en la resistencia a la flexión de una resina para base de la prótesis polimerizada por microondas (Onda-Cryl), con tres diferentes ciclos de polimerización.

Dos santos.¹⁰ en 2004, comparó el uso de diferentes yesos para enfrascado, donde los valores medios de desajuste de base de la prótesis elaboradas en combinaciones de yeso tipo II x III y tipo II x IV, en función de tiempo pos-prensado inmediato, no presentaban diferencias estadísticas significativas ($p > 0,05$). Entretanto, hubo diferencia estadística significativa ($p > 0,05$) para el tiempo pos-prensado de 24 horas. Los valores medios de desajuste de la base de la prótesis en tiempos pos-prensado inmediato y 24 horas, presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$), para la combinación de yeso tipo II x III, mientras que no hubo diferencia estadística significativa ($p > 0,05$) para la combinación de yeso tipo II x IV.

Gracias a su biocompatibilidad, fácil manipulación, buena estética y bajo costo, el poli metil metacrilato (PMMA)¹¹⁻¹⁴ es el material más utilizado en la elaboración de bases de dentadura.

Este material fue introducido en 1937 por Walter Wrigt y para el año de 1945 el 90% de las dentaduras eran elaboradas con polímeros de metacrilatos. Incrementando su uso a un 95% en el año de 1946.¹⁶

Los polímeros de metacrilato o sus copolímeros están compuestos por una parte de polvo, conformada de pequeñas partículas esféricas de polimetil metacrilato que polimerizan a través del monómero líquido a base de metil metacrilato con hidroquinona, la cual le permite inhibir la polimerización en el tiempo de almacenado, adicionalmente consta de un plastificante que es el ftalato de dibutilo, así como de un iniciador que es peróxido de benzoílo.¹⁴⁻¹⁶

Al momento de la revisión bibliográfica no se encontraron reportes específicamente sobre la interacción que guardan los materiales utilizados para el enfriado de las resinas polimerizadas por microondas en relación con sus propiedades físicas.

Por lo tanto nos propusimos investigar como afecta al módulo elástico las interacciones de dos distintos materiales de enfriado: yeso-silicón por condensación y compararlo con el enfriado yeso-yeso, de la resina polimerizada por microondas, exponiendo a las muestras elaboradas con estos diferentes materiales de enfriado a tres temperaturas comunes que se alcanzan al ingerir alimentos.

MARCO TEÓRICO

Polímeros

Los polímeros derivan su nombre de poli-muchos, mero-miembro. Es decir son moléculas de gran tamaño formadas por la unión de moléculas más pequeñas repetidas, llamadas monómeros. Los monómeros mediante el proceso de polimerización integrarán una macromolécula compuesta de miles de unidades estructurales unidas entre sí formando cadenas. Estas unidades estructurales están unidas entre sí por enlaces covalentes.

Para que una macromolécula sea considerada como tal debe poseer un peso molecular por encima de 5 000 unidades de masa atómica (u.m.a.) Entre más alto sea este valor, mejores propiedades tendrá el polímero.¹⁷

Una de las características más importantes de los polímeros es la variabilidad que puede tener el peso molecular de sus macromoléculas, además de la capacidad que tienen para adoptar múltiples conformaciones.¹⁸

Las propiedades físicas de los polímeros dependen de variables como: temperatura, composición, peso molecular y estructura de las cadenas formadas, por ejemplo, a menor peso molecular del polímero, menor será la temperatura de ablandamiento.

Durante la formación del polímero, a medida que crece la cadena de los monómeros que lo conforman también aumentan las fuerzas intermoleculares entre cadenas vecinas acercándolas o incluso uniéndolas, conforme el número de uniones aumenta, se incrementan algunas propiedades físicas, como temperatura de ablandamiento y resistencia a la tensión.

Las ramificaciones laterales en la cadena de monómeros, por lo general, producen un material más débil, con temperatura de ablandamiento más baja en comparación con la correspondiente a un polímero similar pero cuya estructura de cadena es rectilínea. A medida que aumente el entrecruzamiento de cadenas en el material será mayor su resistencia

Mecanismos de Polimerización

La comprensión de los procesos de polimerización permiten al odontólogo el correcto uso de las resinas acrílicas y tomar medidas para su cuidado de manera más eficiente.

La aplicación de polímeros en la odontología es sencilla debido a que el material puede manipularse como una masa, moldearse según se requiera y al endurecer toma la forma otorgada.¹⁴

Existen dos mecanismos mediante los cuales se lleva a cabo una reacción de polimerización: por condensación y adición.^{17,18}

Polimerización por condensación

En la polimerización por condensación se necesita la presencia de dos compuestos bifuncionales, es decir, a cada extremo de la estructura del monómero se encuentra un grupo funcional capaz de reaccionar y unirse con el grupo funcional del extremo del otro monómero, formando así, la cadena del polímero.

La mayoría de las reacciones de condensación tiene subproductos, los más comunes son agua, alcoholes, halógenos, entre otros, los cuales pueden llegar a interferir en el crecimiento de las cadenas.

A éste mecanismo de polimerización también se le denomina polimerización por etapas o por pasos. Es un mecanismo especialmente exitoso dentro de los sistemas biológicos, por ejemplo, las proteínas son biopolímeros cuyos monómeros son los aminoácidos esenciales, éstos compuestos poseen dos grupos funcionales, el grupo carboxilo y el grupo amino, la reacción de condensación entre dichos grupos funcionales resulta en un enlace denominado enlace peptídico y la liberación de una molécula de agua como subproducto.

En la polimerización por condensación los monómeros se van incorporando uno a la vez, formando una cadena cada vez más grande y menos móvil, ésta disminución de la movilidad de la cadena junto con la inherente formación de subproductos, disminuye la velocidad de reacción, motivo por el cual es difícil obtener macromoléculas de gran tamaño en su síntesis.

La bakelita, los policarbonatos, el nylon, los materiales para impresión a base de siliconas constituidas de polidimetilsiloxanos, y mercaptanos son ejemplos de polimerización por condensación, los cuales no logran la formulación de moléculas gigantes.⁽¹¹⁾

Polimerización por adición

Muchos polímeros que son de gran utilidad en Odontología se forman por medio de éste mecanismo, entre ellos el Polimetacrilato de metilo y siliconas a base de polivinilsiloxanos.

El proceso de formación se realiza mediante la agregación de un monómero a otro, aumentando así el tamaño de la cadena, pero sin la degradación de un tercer componente, a diferencia de la condensación no existen productos

secundarios propios de la polimerización. En éste mecanismo de polimerización se necesita de un compuesto iniciador y que los monómeros dentro de su estructura química posean un enlace doble.

Numerosas sustancias capaces de generar radicales libres son iniciadores potentes para la polimerización de resinas de polimetacrilato de metilo.

Existen muchos compuestos químicos que pueden funcionar como iniciadores: radicales, ácidos o aniones. Un radical es aquel compuesto que posee un electrón no compartido o “desapareado”, es decir, no participa en ninguno de los enlaces que unen a los átomos intramolecularmente, son relativamente inestables. Aquellos compuestos que son capaces de formar radicales son los más utilizados en los materiales dentales, al ser una especie química más reactiva que los aniones y los ácidos, son capaces de favorecer la polimerización en la mayoría de monómeros vinílicos; el más usado es el peróxido de benzoilo, al proporcionarle energía mediante calor o luz produce dos radicales benzoilos o radicales fenílicos. (Figura 1)

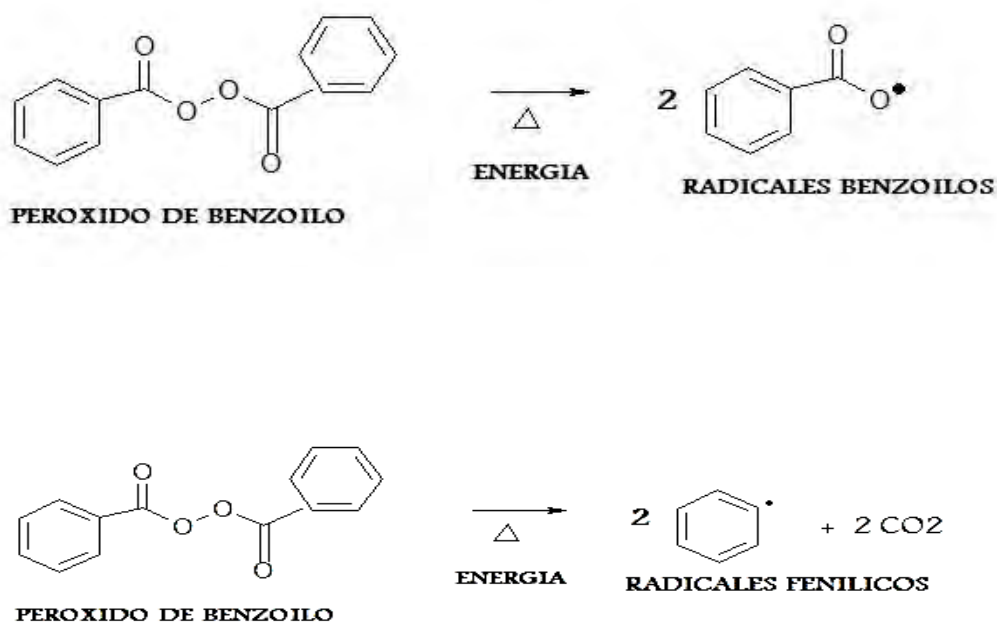


Fig. 1 Formación de radicales benzoilos y fenílicos a partir del peróxido de benzoilo

El monómero vinílico más utilizado es el metacrilato de metilo, el cuál posee un enlace doble Carbono – Carbono (C=C) conjugado a un enlace doble Carbono Oxígeno (C=O), dicha estructura la permite formar radicales en el carbono del enlace doble estabilizados por el grupo C=O. (Figura 2)

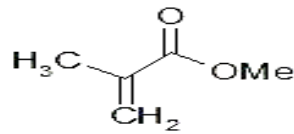


Fig. 2 Metacrilato de metilo

La formación del radical del metacrilato es causado por la interacción del radical benzoilo con el enlace doble en su estructura. ¹⁷ (Figura 3)

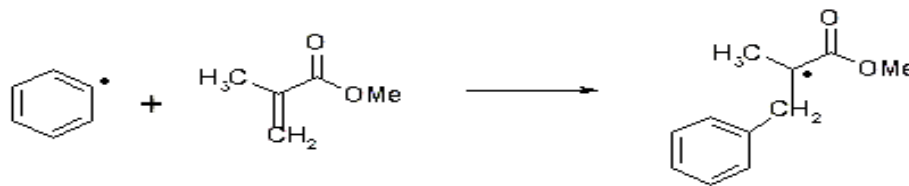


Fig. 3 Formación de los radicales metacrilato

Etapas de la polimerización

El mecanismo de las polimerizaciones por adición puede dividirse en 4 etapas: iniciación, propagación, terminación y transferencia de cadenas.

Iniciación: Consiste en la generación de los radicales libres, esto puede ser proporcionándole energía al sistema mediante calor o luz y también se puede conseguir la formación por medio de la adición de agentes químicos que provoquen esta reacción. ¹⁷⁻²⁰

Propagación: o conformación de la cadena.

Durante ésta etapa se va formando la cadena. En el caso de la polimerización

del polimetacrilato de metilo los monómeros del metacrilato de metilo reaccionan con los radicales estabilizados como se ilustra en la siguiente (Figura.4)

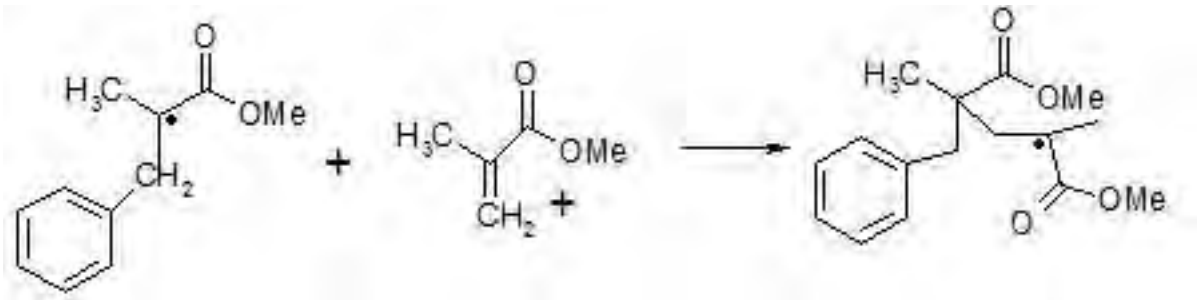


Fig. 4 Formación de radicales estabilizados o radicales libres conjugados

Conforme se van incorporando monómeros, la cadena va incrementando su longitud. (Figura 5)

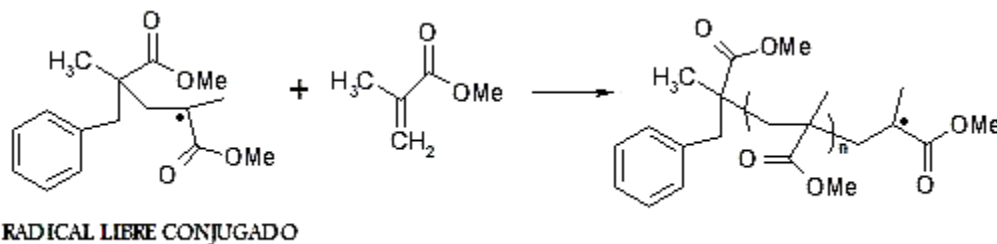


Fig.5 Incorporación de monómeros. Crecimiento de la cadena

Terminación: La reacción en cadena puede detenerse mediante dos mecanismos:

En el primero dos cadenas que contienen el radical libre conjugado se encuentran y forman un enlace covalente entre los dos carbonos compartiendo así los electrones “desapareados” de los radicales. Esta vía también es denominada transferencia de cadena. (Figura 6)

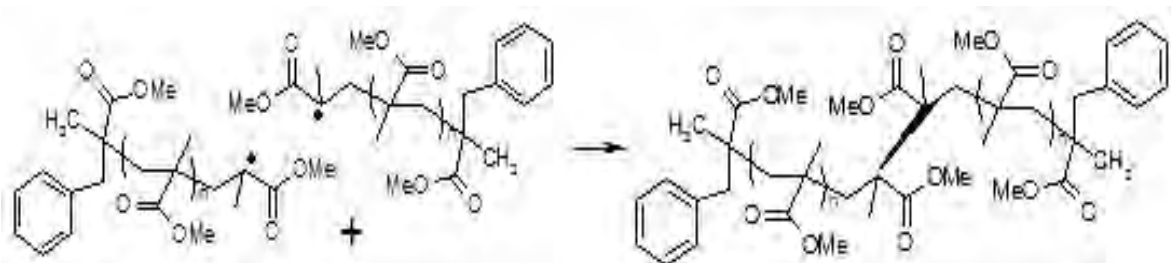


Fig. 6 Transferencia de cadena

La segunda vía de terminación es una reacción de oxido-reducción entre las cadenas con radicales conjugados. Una de ellas (cadena reducida) gana un átomo de hidrógeno junto con su electrón proporcionado por la otra (cadena oxidada), la cadena oxidada forma un enlace doble Carbono-Carbono con el electrón que compartía el hidrógeno cedido y el electrón del radical.

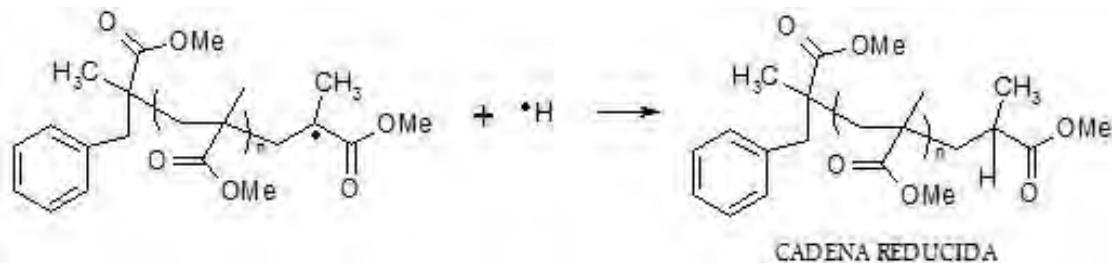


Fig 7. Terminación por óxido-reducción de cadenas.

Inhibición de la polimerización

Debido a que durante todo el mecanismo de polimerización por adición están involucrados radicales libres, cuya reactividad es alta, la presencia de cualquier sustancia diferente a los monómeros de interés, provocará muy probablemente la reacción entre los radicales, éstas impurezas no favorecen el crecimiento de cadenas. Esta propiedad es aprovechada en el almacenamiento de los monómeros a los cuales se les agrega un compuesto que inhiba su polimerización como la hidroquinona o algún derivado de ésta.

El oxígeno es muy reactivo frente a los radicales debido a que es una molécula rica en electrones. Se ha comprobado que el grado de polimerización y la velocidad de reacción es mayor cuando se lleva a cabo en un tubo sellado, conforme la polimerización se exponga a una mayor presencia de oxígeno disminuye la eficiencia en la formación de cadenas de alto peso molecular.^{14,18}

Si se conjuntan factores como: elevada temperatura, alta concentración de oxígeno y la presencia de luz ultravioleta se favorece la reacción del O₂ con los radicales y se inhibe la reacción entre los radicales y las unidades monoméricas.

Copolimerización

En los polímeros de uso odontológico por lo general no se usan monómeros de uni-composición. En su lugar se adicionan 2 o más monómeros diferentes con el fin de mejorar las propiedades físicas del polímero resultante. Se parte así de un co-monómero (compuesto de unidades estructurales químicamente diferentes) que va a producir una macromolécula mixta llamada copolímero.¹³

Anteriormente sólo se han descritos aquellos polímeros cuyas unidades son idénticas, también denominados homopolímeros, sin embargo, existen polímeros cuyas unidades básicas pueden ser diferentes entre sí, a este tipo de macromoléculas se les llama copolímeros.

Existen cuatro tipos de copolímeros según la distribución de los monómeros en la cadena.^{17,18}

Al azar: Los monómeros se encuentran asociados de manera aleatoria a lo largo de la cadena, es decir los monómeros "A" y los monómeros "Y" se encuentran intercalados sin un patrón definido en la cadena. (Figura 8)

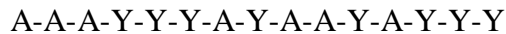


Fig. 8 Copolímero al azar

Alternado: Un monómero "A" se enlaza a un monómero "Y" y éste a su vez a un monómero A de manera ordenada. (Figura 9)

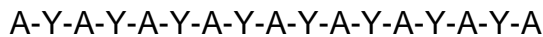


Fig. 9 Copolímero alternado

En bloque: Se alternan conjuntos del monómero "A" y el monómero "Y".

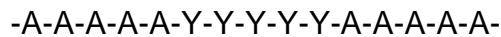


Fig. 10 Copolímero en bloque

Injertados: Las ramas del homopolímero de un tipo de monómero "Y" se encuentran insertadas perpendicularmente a la cadena formada por los monómeros "X". (Figura 11a)



B B

B B

B B

Fig. 11a Copolímero ramificado

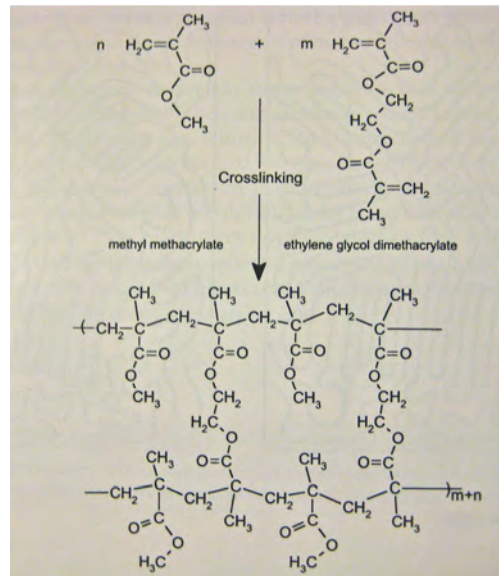


Fig 11b. Entrecruzamiento de copolimero PMMA-EGDMA

En condiciones reales es muy difícil obtener copolímeros estrictamente alternados o totalmente aleatorios, son altamente sensibles a cambios en las proporciones de los diferentes tipos de monómeros. Para obtener polímeros en bloque es necesario iniciar la preparación del primer homopolímero y posteriormente agregar un exceso del segundo monómero mientras la mezcla se encuentra aún activa. Los polímeros injertados se obtienen partiendo de una cadena homopolimérica ya formada e irradiándola con rayos gamma en presencia del segundo monómero.

La formación de copolímeros permite modificar propiedades físicas en los materiales, dando oportunidad a diseñar polímeros que poseen diferentes resistencias al impacto, flexibilidad, o características superficiales especiales

Composición odontológica del PMMA

Generalmente consta de un monómero (líquido) y un polvo (polímero) es metacrilato de metilo puro con una pequeña cantidad de hidroquinona (0.006 por 100 o menor), que ayuda a inhibir la polimerización durante su almacenamiento.

El polímero consta de un polvo que se compone de pequeñas partículas esféricas. Las esferas (perlas o cuentas) se polimerizan a partir del monómero que ha sido calentado, agitándolo, en algún líquido no polimerizante.

Como el mejor PMMA, es el de alto peso molecular, para obtener éste se disuelve el monómero en el polvo muy lentamente, para lograrlo, se añade un aditivo para aumentar la solubilidad, como lo es un copolímero de metacrilato de metilo y acrilato de etilo ($\text{H}_2\text{C}=\text{CHCOOC}_2\text{H}_5$), con una cantidad de acrilato de etilo limitada al 5 por 100, o menor.

Componentes del líquido:

- a. Monómero: Metacrilato de metilo.
- b. Inhibidor: Hidroquinona.

Componentes del polvo:

- a. Perlas del polímero: Polimetacrilato de metilo.
- b. Iniciador: Peróxido de benzoílo.

Clasificación de las resinas acrílicas dentales

Los polímeros se pueden clasificar según su comportamiento térmico en termoplásticos o termoestables. Los polímeros que se ablandan con el calor y se solidifican al enfriarse se denominan termoplásticos, en tanto los que solidifican cuando se fabrican y no se ablandan por el calentamiento se denominan termoestables. También pueden clasificarse según su estructura espacial del polímero en estructuras lineales, ramificadas y cruzadas,²⁰ o bien, pueden clasificarse de acuerdo al tipo de curado: en resinas de autocurado, termocurado, y fotocurado.

Indicaciones

- Se utilizan en la base de la prótesis
- Permiten reponer los segmentos perdidos
- Soportan los dientes protésicos
- Imitan las estructuras gingivales
- Cuentan con la posibilidad de sujeción de los dientes a reponer.

Características

- Biocompatibilidad
- Duración dentro de la boca
- Ausencia de irritación
- Forma adaptada exacta y permanente
- Resistencia del color y aspecto natural
- Gran resistencia mecánica y poca tendencia a la abrasión
- Buenas propiedades higiénicas.
- Estabilidad ante cambios del entorno. (p. ej. intra/extraoral, cambios de la temperatura. ⁽²³⁾)

Propiedades físicas

Entre las propiedades del PMMA destacan: su buena apariencia, biocompatibilidad, estabilidad dimensional a largo plazo, fácil procesado, baja densidad, mala conductibilidad térmica, alto límite proporcional, elevado rango de elasticidad, buena resistencia al impacto y a la flexión, elevado límite de fatiga, resistencia a la abrasión, insolubilidad, correcta unión a los dientes artificiales (acrílico), buena estética, y economía. ⁽²¹⁾

Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas del PMMA pueden variar según la composición de la resina y su manipulación, tiene una resistencia a la tracción de 55 MPa y a la compresión de 76 MPa y un módulo de elasticidad de 3.8 MPa, un límite proporcional de 26 MPa y una dureza Vickers de 20. Tienen una escasa o deficiente resistencia al impacto (10 a 13 centímetros/Kilógramos/cm²), lo que facilita su fractura si se deja caer sobre una superficie dura.

En general, con un grosor adecuado de la prótesis, se consigue una resistencia adecuada, si bien las fracturas pueden devenir por fatiga del material, favorecida, en ocasiones, por un mal diseño de la prótesis. ⁽²¹⁾

El poli(metil metacrilato) no posee las propiedades de los plásticos, mientras que la mayoría de estos exhiben alta ductibilidad, tenacidad y bajo módulo elástico, el polimetacrilato de metilo es un material frágil y relativamente rígido, ello representa algunos problemas con las bases de prótesis que sabemos que pueden fallar mecánicamente durante su uso. ⁽⁹⁾

Módulo Elástico

Se denomina módulo de elasticidad a la razón entre el incremento de esfuerzo y el cambio correspondiente a la deformación unitaria. Si el esfuerzo es una tensión o una compresión, el módulo se denomina módulo de Young y tiene el mismo valor para una tensión que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado límite elástico.

El módulo de flexión es la pendiente de la curva que se genera cuando se realiza un ensayo de esfuerzo-deformación. Básicamente este valor representa el grado de rigidez de un material indicando que tanto se deforma bajo un determinado esfuerzo aplicado

El módulo de elasticidad o módulo de Young es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

Para un material elástico lineal e isótropo, el módulo de Young tiene el mismo valor para una tracción que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado límite elástico.

Tanto el módulo de Young como el límite elástico, son naturalmente distintos para las diversas sustancias. El hecho de que la variación de deformación unitaria sea directamente proporcional a la variación del esfuerzo, siempre que no se sobrepase el límite elástico, se conoce como Ley de Hooke.⁽²²⁾

Deflexión Transversa

La deflexión transversa de un material es obtenida cuando se aplica una fuerza en el centro de una muestra que es apoyada en dos soportes, también es llamada prueba de tres puntos y permite calcular el módulo elástico, resistencia a la flexión, así como la deformación resultante que se manifiesta en la disminución de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tensión).⁽²²⁾

La deflexión de las muestras sometidas a esta prueba debe cumplir con los valores que la Norma No. 12 de la A.D.A. requiere y que se muestran en la siguiente (Tabla 1).⁽²⁴⁾

Tabla 1. Valores requeridos por la Norma No. 12 de la A.D.A. para la prueba de deflexión transversa

Incremento de las cargas		Deflexión en mm.	
N	g	Min	Max
14.7-34.4	1,500-3,500	-----	2.5
14.7-49.0	1,500-5,000	2.0	5.5

Norma No. 12

El sistema más grande y antiguo de normas es la American Dental Association (ADA). Las pruebas para materiales dentales están sustentadas en normas establecidas por las organizaciones internacionales, como el American Standards Institute (ANSI) y el International Organization for Standardization (ISO). Hoy en día, los requerimientos físicos y químicos para materiales dentales se han especificado con base en las experiencias de su uso en el área clínica.⁽²³⁾

La Asociación Dental Americana (ADA) por medio de la Norma No. 12, rige a las resinas acrílicas para base de dentaduras, donde las especificaciones son estabilidad del color, deflexión transversa, sorción de agua, porosidad, solubilidad translucidez y plasticidad de empaque.⁽²⁴⁾

Materiales de enfrascado

Yeso

Es un mineral a base de sulfato de calcio que se obtiene de minas naturales en forma de alabastro; éste es un marmol translúcido o piedra caliza que por encontrarse expuesto al ambiente por acción del agua de las lluvias se ha hidratado (sulfato de calcio hidratado). Los bloques de yeso previa trituración y molido, son calentados para eliminar el agua y formar un sulfato de calcio.^(25,26) (Figura.12)

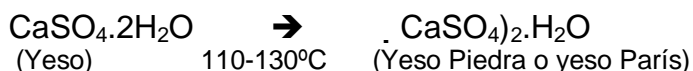


Fig.12 Reacción de obtención de yeso hemihidratado

El componente principal de los yesos dentales de París y piedra es el sulfato de calcio hemihidratado $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$. La obtención de formas diferentes del hemihidrato depende del método de calcinación. Éstas se llaman α hemihidratado (*calcinación por caldero*) o β hemihidratado (*calcinación en horno rotatorio al aire libre*).

El yeso piedra moderno se compone principalmente de hemihidratos α . Los modificadores constituyen sólo 2-3% de la composición total, se suelen agregar sustancias colorantes para distinguirlo con facilidad del yeso común. Los hemihidratos α y β son blancos y no se distinguen a simple vista.

Los modificadores son sulfato de potasio usado como acelerador y citrato de sodio como retardador, sin embargo el tiempo de fraguado se determina por la incorporación de cantidades adecuadas de acelerador y retardador.⁽²³⁾

El siguiente listado corresponde a los 5 diferentes tipo de yeso según la norma ANSI/ADA.

1. Yeso tipo I: para impresiones en protesis fija y registros
2. Yeso tipo II: es usado principalmente para la elaboración de modelos de exposición y diagnóstico, y en forma secundaria, para el montaje de modelos en el articulador y para enmuflar (enfrascado).
3. Yeso tipo III: primeramente₁₆

para la elaboración de modelos de trabajo y secundariamente para procesos de enmuflado (enfrascado).

4. Yeso tipo IV: se usa principalmente para la elaboración de troqueles y como material de unión o aglutinante en los revestimientos para colar y soldar.
5. Yeso tipo V: yeso mejorado de alta precisión, para la elaboración de troqueles en la confección de patrones de cera para usarse con aleaciones de alto punto de fusión

Tabla. 2. Clasificación, coeficiente de expansión y fuerza compresiva de los yesos

Denominación	Coef de expansión%	Fuerza compresiva 1h
	Después 2h	[Mpa]
Tipo I	0.00 – 0.15	4.0
Tipo II	0.00 – 0.30	9.0
Tipo III	0.00 – 0.20	20.7
Tipo IV	0.00 – 0.10	34.5
Tipo V	0.00 – 0.30	48.3

Siliconas por condensación

Son elastómeros sintéticos obtenidos por polimerización por condensación. La reacción ocurre comúnmente entre ortosilicatos tetraetílicos y silicatos alquílicos en presencia de octoato estañoso con la formación de alcohol etílico como subproducto. (Figura.13)

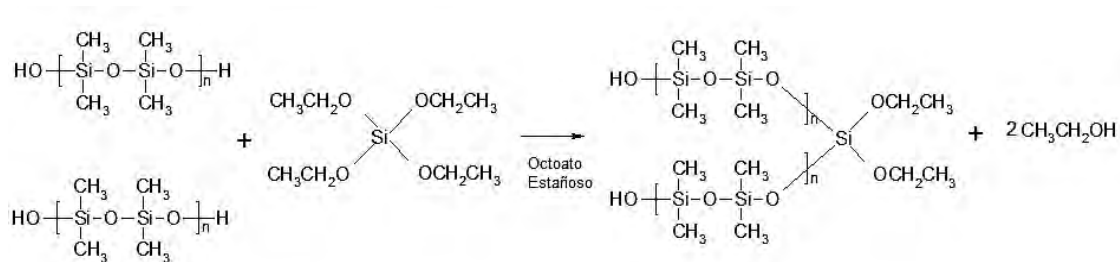


Fig.13 Condensación de siliconas. Formación de etanol como subproducto

Esta reacción se produce a temperatura ambiente, por lo que se les denomina siliconas por vulcanización a temperatura ambiente. La evaporación de alcohol etílico obtenido como subproducto de la condensación explica la contracción que ocurre en el fraguado de la silicona. (28)

Entre sus características están: un tiempo de trabajo y de polimerización cortos, gran rigidez y poca fluidez bajo las tensiones, pequeños cambios dimensionales al polimerizar y permanecen estables similarmente a las

siliconas de impresión. Pueden además recortarse con fresa con las ventajas de tener una fácil remoción de la boca, mayor dureza al polimerizar en comparación con las siliconas para impresión.

Desde su introducción, uso de silicón para el enfrascado de dentaduras, por Marcroft ha aumentado en popularidad éste método alternativo de enmuflado donde se usa silicona que vulcanice a temperatura ambiente como material de recubrimiento. La resina acrílica curada en un contramolde de silicona necesita muy poco pulido, el área de yeso piedra se retira fácilmente, los dientes y la superficie del acrílico polimerizado no pierden su brillo como lo hacen cuando son procesados contra compuestos de yeso. Se puede usar también silicona cuando se reproducen o duplican dentaduras ya existentes. ⁽²⁹⁾

Las compañías sugieren el uso de siliconas por condensación con dureza de 85 a 95 shore para el enfrascado y procesamiento de las resinas acrílicas para base de dentadura.

ANTECEDENTES

La polimerización de las resinas acrílicas por microondas fue descrito por vez primera por Nishii en 1968 ⁽³⁾, reportó que a través de un oscilador producía una radiación que cambiaba a calor dieléctrico. Los resultados fueron un polimerizado insuficiente presentado porosidad las bases. ^(30,31)

Se han reportado en estudios realizados a prótesis provisionales fijas de resinas acrílicas termocurables desajustes debido a cambios térmicos: ^(11, 12)

Blum et al. ⁽³²⁾ reportó contracción y expansión en muestras de prótesis parciales fijas provisionales sometidas a la prueba de termociclado frío $4 \pm 1^{\circ}$ C, y caliente $50 \pm 2^{\circ}$ C con una temperatura intermedia de 37° C, donde se presentó desajuste tanto en sentido transversal como en sentido vertical.

Blum ⁽³²⁾ menciona que cada individuo cotidianamente toma bebidas, frías o alimentos calientes como refrescos y sopa, con lo que realizan entre 40 y 60 sorbos por bebida o alimento en un promedio de 15 a 20 por cada uno, en un lapso de aproximadamente 4 segundos por sorbo, regresando a la temperatura corporal de 37° C, lo que representa estrés en las resinas acrílicas, motivo por el cuál se realizó el termociclado. Concluyó que ambos termociclado: caliente y frío, resultaron en cambios demostrables, pero el termociclado caliente causó una mayor deterioración que el termociclado frío.

Dubois ⁽³³⁾ también reportó que existe un mayor desajuste en los especímenes de prótesis parciales fijas provisionales, que fueron sometidos a carga y termociclado en donde hubo mayores cambios a temperatura caliente ($50 \pm 2^{\circ}$ C).

Osorio ⁽³⁴⁾ (2003) reportó que el estrés producido en los acrílicos para bases de dentaduras con los cambios térmicos (termociclado) afectan de manera considerable sus propiedades físicas de las resinas acrílicas, ya que Lucitone 199 se tornó mas rígido, y Probase Hot se tornó más flexible, que recién polimerizados una vez sometidos a la prueba de deflexión transversa.

Shibayana R. ³⁵ comparó los cambios de posición de los dientes artificiales, posterior al procesado, utilizando dos técnicas diferentes de enfrascado, una de ellas investida con silicón Zlabor y la otra con yeso, concluyendo que no existió diferencia significativa pero sí dio lugar a mínimos cambios de posición cuando menos en dos de los dientes.

Negreiros, Wagner A. ³⁶ reportó que los cambios dimensionales que se producen en el acrílico siguen siendo complejos, que independientemente del método de cierre de la mufla, enfrascado, tiempo pos-prensado utilizado y la complejidad de las tensiones en la base de dentadura también son factores importantes que generan el desplazamiento de los dientes artificiales.

Acosta T ⁽⁸⁾ en su tesis doctoral cita: “Lucitone 199 polimerizado en baño de agua y Acron MC polimerizado con microondas y en baño de agua presentaron valores de deflexión transversa dentro de lo especificado por la norma No 12 de la ADA. Acron MC y Lucitone 199 al ser polimerizados como lo indican cada fabricante presentaron un módulo elástico de 2.5 Giga Pascales [GPa]”

JUSTIFICACIÓN

En la facultad de odontología, UNAM. Existen distintos sistemas y protocolos para la polimerización de las bases de dentaduras, dos de ellos utilizan la misma resina acrílica polimerizada por microondas **EZCryl**, **New Stetic®**, pero se utilizan distintos materiales de envasado para procesarlas. Es importante conocer cuales de los procesos de envasado para polimerización afecta menos las características físicas de la resina polimerizada por microondas **EZCryl**, para las bases de dentadura.

Los pacientes portadores de dentadura total pueden tomar bebidas frías (refrescos ó helados) y/o calientes (sopa ó café); es conocido que los cambios de temperatura alteran las propiedades físicas de los acrílicos, por tanto pueden incidir en la estabilidad y retención de la dentadura.

Diversos estudios reportan la alteración de las propiedades físicas de los acrílicos en relación a su comportamiento de flexión, sin embargo en cuanto al módulo de elasticidad existen pocos reportes. El determinar en que medida la interacción de los materiales utilizados durante el envasado y la variación de temperatura modifica o altera las propiedades físicas de los acrílicos podrá orientar al Cirujano Dentista para indicar al técnico el mejor protocolo, para procesar las dentaduras. A su vez enterar a sus pacientes sobre las temperaturas de los alimentos que consumen y de esta manera evitar alteraciones a la dentadura.

HIPÓTESIS

El módulo elástico en la resina acrílica polimerizada por microondas se ve alterado cuando la resina es procesada con distintos materiales de envasado y sometida a diferentes temperaturas

Hipótesis nula

El módulo elástico en la resina acrílica polimerizada por microondas no se ve alterado cuando la resina es procesada con distintos materiales de envasado y sometida a diferentes temperaturas

OBJETIVO GENERAL

Evaluar el efecto de interacción de diferentes materiales de envasado, en su comportamiento dentro del rango elástico al procesar resina polimerizada por microondas y expuestas a diferentes temperaturas

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.- Obtener los valores del módulo elástico de las muestras de resina acrílica polimerizada por microondas enfrascadas en yeso tipo III en la base de la mufla, con silicona por condensación en la contramufla, al ser expuestas en diferentes temperaturas: a 5, 37, y $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante la prueba.
- 2.- Obtener los valores del módulo elástico de las muestras de resina acrílica polimerizada por microondas enfrascadas en yeso tipo III en la base de la mufla, con yeso tipo III en la contramufla, al ser expuestas en diferentes temperaturas: a 5, 37, y $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante la prueba.
- 3.- Obtener los valores de deflexión transversa, resistencia de flexión y a la fractura de resina acrílica polimerizada por microondas enfrascadas en yeso tipo III en la base de la mufla y silicona por condensación en la contramufla, al ser expuestas a diferentes temperaturas: a 5, 37, y $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante la prueba.
- 4.- Obtener los valores de deflexión transversa, resistencia de flexión y a la fractura de resina acrílica polimerizada por microondas enfrascadas en yeso tipo III en la base de la mufla, con yeso tipo III en la contramufla, al ser expuestas en diferentes temperaturas: a 5, 37, y $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante la prueba.

MATERIAL Y MÉTODO

Tipo de Estudio:

Coasiexperimental, transversal

Población de estudio

Muestras de resina EZcryl, **New Stetic®**, enfrascado con yeso tipo III, *Magnum*, *MDC®*, en base de la mufla y Silicon por condensación Zlabor en la contra mufla.

Muestras de resina EZcryl, **New Stetic®**, enfrascado con yeso tipo III, *Magnum*, *MDC®*, en base de la mufla, con yeso tipo III en la contra mufla

Variable dependiente

- Módulo de elástico

Variabes independientes

- Temperaturas de exposición de las muestras durante la prueba (5 ,37 y $55^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C.
- Enfrascado con Yeso- Silicón
- Enfrascado con Yeso-Yeso

Definición de variables

Módulo Elástico

Se denomina módulo de elasticidad a la razón entre el incremento de esfuerzo y el cambio correspondiente a la deformación unitaria. Si el esfuerzo es una tensión o una compresión.

Se calculó el módulo elástico con la siguiente ecuación:

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

Donde:

F = carga aplicada a la muestra

d = deflexión correspondiente a la carga (F)

L = longitud entre los soportes

b = ancho de la muestra

h = espesor de la muestra

Criterios de inclusión

- Muestras elaboradas que cumplan con las dimensiones especificadas en la Norma no. 12 de la ADA para polímeros de base de dentadura.

Criterios de exclusión

- Todas las muestras que no cumplan con las dimensiones requeridas por la Norma no. 12 de la ADA para polímeros de base de dentadura y aquellas muestras que resulten defectuosas durante el procesamiento y manejo de los materiales.

Criterios de eliminación

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

Equipo y materiales

- Acrílico EZcryl® polimerizada por microondas. Lote MO 890808
- Yeso tipo III, Magnum MDC®
- Silicón por condensación Zetalabor, Zhermack®
- Agua destilada
- Agua desionizada
- Separador yeso-acrílico Alcote Dentsply®
- Probetas graduadas de 15 y 56ml.
- Discos de diamante
- Discos de lija
- Muflas FRP Flask H.K.Type GC Corporation
- Termómetro, de mercurio
- Papel celofán Celotec®
- Tazas de hule
- Espátulas para yeso
- Propipeta
- Calentador para acuario de 20 y 35 W

Aparatos

- Balanza semianalítica (Tanita digital Scale) modelo 1156
- Vibrador marca Wipmix modelo UK 1.5V y 60 Hz. Lousvile Kentucky, USA.
- Micromotor, Escort-II 110/120V 50-60 Hz SAEYANGO CO.
- Cámara fotográfica digital. Sony alfa 200, 10.5 mgMX

- Cronómetro Sper Scientific, Date Code 06099695-02.

- Digimatic Caliper, Mitutoyo, Corporación
- Máquina universal de pruebas mecánicas con una celda de carga AFTI (Mecmesin, Inglaterra).
- Horno felisa®, Modlo FE 2910 , voltaje 120, potencia 750W, frecuencia 60Hz, Hecho en Mexico.
- Horno de microondas LG de 120 V-60 Hz, 1450 W, Importado por electronics, México. S.A. de C. V
- Equipo de cómputo. Mac Pro,

Recursos físicos

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

- Laboratorio libre de la Facultad de Odontología, “ Honorato Villa “

DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

Las muestras fueron clasificadas en dos grupos tomando como base el tipo de material para enfrascado:

Grupo 1. Corresponde a las muestras enfrascadas con el material Yeso tipo III en la base de la mufla y Silicón por condensación en la contramufla.

Grupo 2. Corresponde a las muestras enfrascadas con el material Yeso tipo III en la base de la mufla y Yeso tipo III en la contramufla.

En ambos grupos se realizó el estudio a 5°C, 37°C y 55°C \pm 1°C con 10 muestras para cada temperatura

Una vez obtenidas las muestras se realizó la prueba de Deflexión Transversa para determinar el módulo de elasticidad en cada una de ellas.

Preparación de las muestras. (Consto de 9 pasos)

PASO 1. (Formación de Patrones)

1.- Las muestras se elaboraron con patrones manufacturados en acetatos calibre 80 y 40, recortándose de acuerdo a las dimensiones especificadas por la norma No 12. de la (A.D.A). Con las siguientes dimensiones de 65x10x2.5 mm. (Figura. 14)



Fig. 14 Patrones de acetato

PASO 2. (Preparación del yeso)

2.- Se realizó la mezcla del yeso tipo III, en una taza de hule sobre el vibrador: siguiendo las instrucciones del fabricante, depositando inicialmente el agua destilada, en una relación de 24cc de agua por cada 100g, en la base de la mufla se utilizaron 250g de yeso por 60cc de agua, una vez obtenida una mezcla uniforme se depositó en la base de la mufla para microondas (Figura. 15a ,15b,15c)



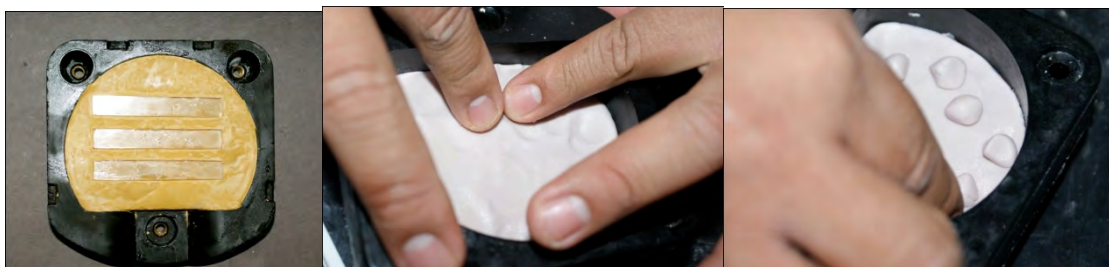
15a balanza semianalítica

15b Mezclado

15c Vaciado del yeso

PASO 3. (Distribución de Patrones)

3.- A continuación se posicionaron tres de los patrones de acetato con la dimensiones ya mencionadas, se dejaron así durante 24 h (Figura 16 a)



16a Colocación patrones

16b Colocación silicón

16c Formación de retenciones

PASO 4. (Aplicación del silicón en la contramufla)

4.1. Transcurridas 24 h se prosiguió con el envasado de la contramufla, aplicando separador yeso acrílico en toda la superficie del yeso y vaselina a los patrones de acetato.

4.2. Posteriormente se colocó el silicón por condensación comprimiéndolo₃₀

sobre toda la superficie dentro de la contramufla realizando pequeñas áreas retentivas, se espero 10 minutos. (Figura.16b y 16c).

4.3. Para concluir el enfrascado se utilizó yeso tipo III, utilizando 250 g de yeso, por 60 cc de agua, se cerraron las muflas, con una llave. (Figura. 17a, 17b y 17c).

En tanto que para el grupo 2 en la contramufla únicamente se colocó yeso.



17a Conclusión de enfrascado 17b Llenado de contramufla 17c Cierre de las muflas

PASO 5. (Separación de muflas)

5. Transcurridos 60 minutos después del fraguado del yeso, se procedió a abrir las muflas, lavándose a chorro de agua, se les aplicó separador yeso acrílico únicamente en la superficie del yeso. (Figura 18a, 18b y 18c)



18a Base de la mufla 18b Silicón en la contramufla 18c Aplicación de separador

PASO 6. (Preparación de la resina)

6.- Se realizó la mezcla de la resina siguiendo las indicaciones del fabricante, en una relación tres de polvo a uno de líquido, la preparación se efectuó vertiendo inicialmente el líquido y posteriormente el polvo en un frasco de vidrio, evitando la incorporación de aire y tapándolo, se espero 3 minutos 30 segundos hasta que se encontró en la etapa fibrosa o filamentosa. (Figura 19a, 19b, y 19c)



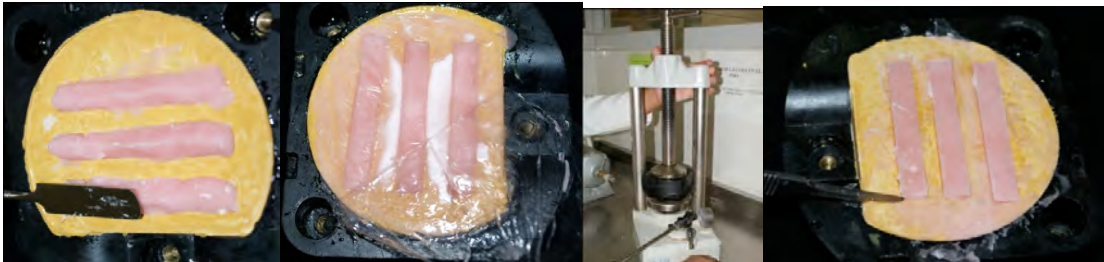
19a Verter líquido monómero 19b Adición de polvo polímero 19c Reposo por 3.5 min.

PASO 7. (Empaquetado)

7.1.- Para el empaquetado se colocó la mezcla sobre los espacios de los patrones con la resina en estado filamentoso, (Figura 2a), se instaló la contramufla y se llevó a la prensa hidráulica para un primer prensado a 1500 psi.

7.2 Se retira de la prensa se abre la mufla y se recortan excedentes. (Figura. 20c y 20d).

En el grupo 2, lo que se modificó fue la colocación de papel celofán previo al primer prensado. (Figura 20b).



20a Empacado 20b Papel celofán 20c 1º Prensado 20d Recorte de excedentes

7.3. Se cierra nuevamente la mufla y se lleva a la prensa para un prensado final a 2000 psi. Asegurando los tornillos de cierre. Y se colocó en el horno de microondas con los tornillos hacia abajo. (Figura. 21a, 21b y 21c)



21a Manómetro prensa 21b 2º Prensado y cierre 21c Mufla en horno de 32

microondas

PASO 8. (Polimerización)

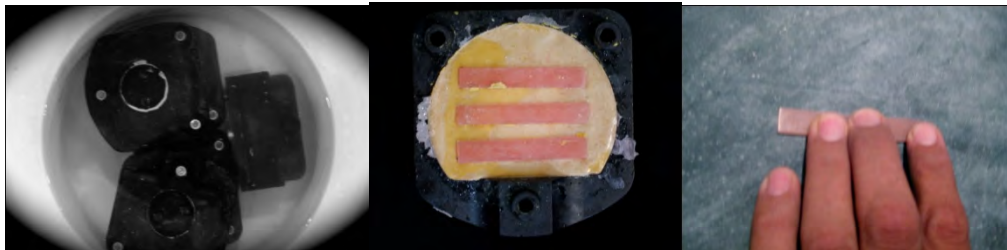
8.1. La polimerización se realizó en un horno de microondas LG de acuerdo a la potencia del horno de microondas y especificaciones del fabricante en sus tiempos. (Tabla.3)

Tabla 3. Ciclo de polimerización utilizado

Potencia máxima del Horno (Watts)	Primera Fase (3 minutos) Potencia, %	Segunda Fase (4 minutos) Potencia %	Tercera Fase (3 minutos) Potencia %
1200-1300	30%	-	60%

8.2 Se retiró la mufla del horno y se dejó reposar a temperatura ambiente durante 30 minutos.

8.3. Se colocó la mufla en agua a 23°C, durante 15 minutos, transcurrido este tiempo se abre la mufla retirándose las muestras para ser recortadas y lijadas utilizando lijas Fandelli 400 y lija D`Agua p600. Dando las dimensiones especificadas. (Figura. 22a, 22b, 22c)



22a Atemperar en agua

22b Apertura de mufla

22c Lijado de muestras

PÁSO 9. (Ajuste de dimensiones)

9.- Se realizan los ajustes en las muestras para obtener las dimensiones específicas de acuerdo a la normal No. 12 de (ADA). (Figura 23a y 23b)



Pruebas Mecánicas

Deflexión transversa

Las muestras ya obtenidas se almacenaron en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 horas inmediatamente antes de la prueba. (Figura. 24)



Fig. 24.Horno, Felisa

Cada muestra se montó en un el instrumento de medición de la deflexión transversa que fue la máquina universal de pruebas mecánicas con una celda de carga AFTI AFG 50N (Mecmesin Inglaterra), calibrada a ejercer una constante presión en un determinado tiempo con una escala en un reloj de medición de la deflexión transversa de 0.01 mm (Figura. 25a, 25b,25c)



25^a Reloj de medición



25b Máquina universal



25c Interruptor 25d Celda de carga **AFTI**

En el centro de la muestra la punta de la carga y los 2 soportes tienen superficies cilíndricas altamente pulidas con diámetro de 3.2 mm. y se encuentran paralelas dentro de 0.1mm. a lo largo de una longitud de 10 mm. La distancia entre los centros de los soportes es de 50 ± 0.025 mm., la punta34

de

la carga debe estar a la mitad de los soportes dentro de 0.025 mm.

(Figura 26a) durante las pruebas las muestras eran expuestas a las diferentes temperaturas, de acuerdo al grupo que pertenecían.(Figura 26b , 26c)



26a soporte de las muestras 26b Inmersión de muestra en agua 26c Lectura de temperatura

Cada grupo se dividió en tres conjuntos con 10 muestras cada uno. Cada conjunto se sometió a la prueba de deflexión transversa a diferentes temperaturas: 5°C, 37°C y 55°C ± 1°C.

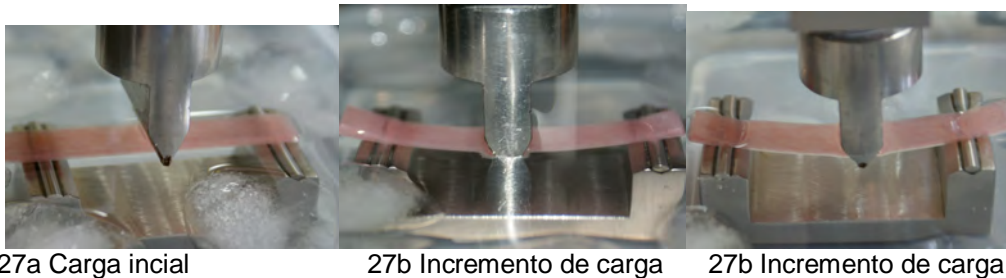
Tabla 4. Descripción de los grupos y temperaturas utilizadas en la prueba

Grupos	Material de envasado	Temperatura Aplicada
1	Yeso tipo III (base de la mufla) y Silicón (contramufla)	5 ± 1°C
	Yeso tipo III (base de la mufla) y Silicón (contramufla)	37 ± 1°C
	Yeso tipo III (base de la mufla) y Silicón (contramufla)	55 ± 1°C
2	Yeso tipo III (base de la mufla) y Yeso tipo III (contramufla)	5 ± 1°C
	Yeso tipo III (base de la mufla) y Yeso tipo III (contramufla)	37 ± 1°C
	Yeso tipo III (base de la mufla) y Yeso tipo III (contramufla)	55 ± 1°C

A todas las muestras se les aplicó una carga inicial que consistió de 3 partes móviles del aparato, más suficiente peso para hacer la carga de 14.71 N

que

se colocó sobre la muestra, cada incremento de 4.90 N se agregó durante los últimos 30 segundos de cada minuto hasta terminar la prueba.



Las diferencias entre la deflexión de la carga inicial y la carga especificada fueron registradas como la deflexión de la muestra.

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

Módulo Elástico

Los valores obtenidos en la prueba de deflexión transversa se calculó el módulo elástico con la siguiente ecuación:

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

Donde:

- F = carga aplicada a la muestra
- d = deflexión correspondiente a la carga (F)
- L = longitud entre los soportes
- b = ancho de la muestra
- h = espesor de la muestra

Resistencia a la flexión

Se obtuvo con la siguiente ecuación:

$$S = 3PL / 2bh^2$$

Donde:

- P = carga aplicada en N
- L = longitud entre los soportes
- b = ancho de la muestra
- h = espesor de la muestra

Resistencia a la fractura

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó la captura de datos en formatos de registro de datos, el módulo elástico se cálculo en Excel® utilizando la fórmula $E = FL^3 / 4dbh^3$

Se formó una base de datos en el programa estadístico SPSS® versión 18, para su análisis. Se aplicó la prueba de Kolmogorov Sminrof para determinar la distribución de los datos la cual mostró una distribución normal con base en ello, se aplicó el test de "t de student" para la comparación de las variables cuantitivas de razón en ambos grupos

En todos los casos se consideró p significativamente estadística con valor ≤ 0.05

RESULTADOS

Se procesaron un total de 108 muestras de las cuales se eliminaron 48 de ellas de acuerdo a los criterios de elegibilidad.

Una vez realizadas las pruebas mecánicas se obtuvieron los resultados mostrados en las tablas 5 al 10, dichos valores son por grupo y de acuerdo a la temperatura expuesta.

Se muestran los resultados obtenidos del Módulo Elástico en MegaPascales [MPa], Deflexión transversa a 34.3N y Deflexión transversa a 49N expresada en [mm], Resistencia a la flexión expresados en MegaPascales [MPa], así como la Resistencia a la fractura expresada en Newtons [N]

Tabla 5. Grupo 1, con exposición a temperatura de 5°C ± 1°

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1925.7	1.72	3.40	82.32	68.60
2	2126.6	1.75	2.97	88.20	73.50
3	1726.2	1.89	3.60	82.32	68.60
4	2074.6	1.80	3.60	82.32	68.60
5	2001.6	1.89	3.43	82.32	68.60
6	1945.3	2.01	3.47	94.08	78.40
7	2129.6	1.66	3.07	88.20	73.50
8	2109.8	1.58	2.93	82.32	68.60
9	2048.5	1.81	3.29	82.32	68.60
10	2153.0	1.68	3.12	82.32	68.60
Promedios	2024.1	1.78	3.29	84.67	70.56
Desv Est.	130.76	0.13	0.25	4.11	3.43
Coef. Variación	6.46	7.19	7.62	4.86	4.86

Tabla 6. Grupo 1, con exposición a temperatura de 37°C ± 1°C

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 -4 9 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1660.7	1.90	4.20	70.56	58.80
2	1919.1	1.99	4.10	64.68	53.90
3	2192.8	1.44	3.00	76.44	63.70
4	1760.8	1.79	3.77	70.56	58.80
5	1802.4	2.06	4.12	70.56	58.80
6	1385.8	2.49	5.12	70.56	58.80
7	1499.8	2.21	4.63	64.68	53.90
8	1485.7	2.32	4.82	70.56	58.80
9	1690.8	2.19	4.32	70.56	58.80
10	1564.1	2.34	4.75	64.68	53.90
Promedios	1696.2	2.07	4.28	69.38	57.82
Desv Est.	237.96	0.31	0.61	3.72	3.10
Coef. Variación	14.03	14.88	14.15	5.36	5.36

Tabla 7. Grupo 1, con exposición a temperatura de 55°C ± 1°C

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 -4 9 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1282.7	2.82	7.26	58.80	49.00
2	1179.9	3.53	***	52.92	44.10
3	1224.1	3.62	***	52.92	44.10
4	1232.2	3.54	8.03	58.80	49.00
5	1054.1	3.62	7.59	58.80	49.00
6	1125.9	3.44	***	52.92	44.10
7	1408.5	2.89	8.76	58.80	49.00
8	1125.3	3.48	***	52.92	44.10
9	1302.0	2.69	7.99	58.80	49.00
10	1223.0	3.30	7.91	58.80	49.00
Promedios	1215.8	3.29	7.92	56.45	47.04
Desv Est.	101.72	0.36	0.50	3.04	2.53
Coef. Variación	8.37	10.80	6.35	5.38	5.38
*** La muestra se fracturó antes de llegar a la carga correspondiente a los 14 [N]					

Tabla 8. Grupo 2, con exposición a temperatura de 5°C ± 1°C

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1832.5	1.84	3.39	82.32	68.60
2	2000.1	1.56	3.11	76.44	63.70
3	2085.8	1.54	3.46	76.44	63.70
4	2166.7	1.51	2.92	76.44	63.70
5	2330.7	1.43	2.83	88.20	73.50
6	2130.6	1.55	2.97	88.20	73.50
7	2293.0	1.51	2.96	82.32	68.60
8	2103.2	1.48	2.90	88.20	73.50
9	2086.8	1.66	2.88	88.20	73.50
10	2209.9	1.52	2.82	76.44	63.70
Promedios	2123.9	1.56	3.02	82.32	68.60
Desv Est.	143.03	0.11	0.23	5.54	4.62
Coef. Variación	6.73	7.36	7.51	6.73	6.73

Tabla 9. Grupo 2, con exposición a temperatura de 37°C ± 1°C

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1418.6	2.27	4.64	70.56	58.80
2	1571.6	2.08	4.09	76.44	63.70
3	1434.4	2.35	5.01	70.56	58.80
4	1654.4	2.60	4.45	64.68	53.90
5	1537.2	2.14	4.98	64.68	53.90
6	1540.7	2.14	4.16	64.68	53.90
7	1580.7	2.21	4.46	64.68	53.90
8	1550.2	2.15	4.40	70.56	58.80
9	1519.7	2.25	4.94	64.68	53.90
10	1532.1	1.99	4.25	70.56	58.80
Promedios	1534.0	2.22	4.54	68.21	56.84
Desv Est	68.20	0.17	0.34	4.11	3.43
Coef. Variación	4.45	7.59	7.53	6.03	6.03

Tabla 10. Grupo 2, con exposición a temperatura de $55^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}$

Muestra	Módulo Elástico E [MegaPa]	Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	Resistencia a la flexión [MegaPa]	Resistencia a la Fractura [N]
1	1372.6	2.84	8.26	58.80	49.00
2	1246.8	2.91	7.93	58.80	49.00
3	1074.0	3.82	***	52.92	44.10
4	1088.2	3.67	***	52.92	44.10
5	1157.4	3.44	7.86	58.80	49.00
6	1197.7	3.33	7.93	58.80	49.00
7	1222.9	3.72	8.14	58.80	49.00
8	1090.0	3.40	7.58	58.80	49.00
9	1180.3	3.33	***	52.92	44.10
10	1150.4	3.55	***	52.92	44.10
Promedios	1178.0	3.40	7.95	56.45	47.04
Desv Est.	89.94	0.32	0.24	3.04	2.53
Coef. Variación	7.64	9.50	2.97	5.38	5.38
*** La muestra se fracturó antes de llegar a la carga correspondiente a los 14 [N]					

Se asumieron varianzas iguales en la prueba de t de Student.

No se observó diferencia estadísticamente significativa ($p \leq 0.05$) entre los grupos de estudio 1 y 2, en el: Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Resistencia a la fractura, a las diferentes temperaturas a las que se expusieron las muestras.

En las deflexiones transversas a 14N y 34N no se observa diferencia estadísticamente significativa ($p \leq 0.05$) entre muestras envasadas con diferentes materiales cuando las muestras fueron expuestas a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ y tampoco cuando fuerón expuestas a $55^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$.

En las deflexiones transversas a 14N y 34N sí se observó diferencia estadísticamente significativa ($p \leq 0.05$) entre muestras envasadas con diferentes materiales únicamente cuando las muestras fueron expuestas a 5°C

Tabla 11. Resultados para la prueba realizada a 5°C ± 1°C.

Temperatura = 5°C			
	Material de envasado		Prueba T para igualdad de medias (asumiendo varianzas iguales)
Variable	Yeso-Silicón	Yeso-Yeso	Valor de p
Módulo Elástico E [MegaPa]	2024.1 ± 130.8	2123.9 ± 143.0	0.121
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	1.78 ± 0.13	1.56 ± 0.11	0.001
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	3.29 ± 0.25	3.02 ± 0.23	0.024
Resistencia a la flexión [MPa]	84.67 ± 4.11	82.32 ± 5.54	0.295
Resistencia a la Fractura [N]	70.46 ± 3.43	68.60 ± 4.62	0.295

Tabla 12. Resultados para la prueba realizada a 37°C ± 1°C.

Temperatura = 37°C			
	Material de envasado		Prueba T para igualdad de medias (asumiendo varianzas iguales)
Variable	Yeso-Silicón	Yeso-Yeso	Valor de p
Módulo Elástico E [MegaPa]	1696.2 ± 237.9	1534.0 ± 68.2	0.053
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	2.07 ± 0.31	2.22 ± 0.27	0.208
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	4.28 ± 0.61	4.54 ± 0.34	0.261
Resistencia a la flexión [MPa]	69.38 ± 3.72	68.21 ± 4.11	0.509
Resistencia a la Fractura [N]	57.82 ± 3.10	56.84 ± 3.43	0.511

Tabla 13. Resultados para la prueba realizada a $55^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$.

Temperatura = 55°C			
	Material de envasado		Prueba T para igualdad de medias (asumiendo varianzas iguales)
Variable	Yeso-Silicón	Yeso-Yeso	Valor de p
Módulo Elástico E [MegaPa]	1215.8 ± 101.8	1178.0 ± 89.9	0.391
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	3.29 ± 0.36	3.40 ± 0.32	0.486
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	7.92 ± 0.50	7.95 ± 0.24	0.909
Resistencia a la flexión [MPa]	56.45 ± 3.04	56.45 ± 3.04	1.000
Resistencia a la Fractura [N]	47.04 ± 2.53	47.04 ± 2.53	1.000

DISCUSIÓN

El interés principal del estudio fue determinar la interacción de diferentes materiales para enfrascado: yeso-silicón por condensación y yeso-yeso, en la determinación del módulo de elasticidad de resina acrílica polimerizable por microondas para base de dentaduras sometida a diferentes temperaturas. La metodología utilizada durante el estudio también nos permitió, registrar, valorar y analizar la deflexión transversa, resistencia a la flexión y resistencia a la fractura, por lo tanto, fue motivador conocer la relación que tuviera con el planteamiento original.

El análisis estadístico confirmó la hipótesis nula planteada, el módulo elástico en la resina acrílica polimerizada por microondas no se ve alterado cuando la resina es procesada con distintos materiales de enfrascado y sometida a diferentes temperaturas.

De la misma forma se confirmó que en el rango del módulo elástico no existió diferencia significativa para los valores obtenidos de la resistencia a la flexión, resistencia a la fractura, y deflexión transversa cuando las muestras fueron expuestas a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ y a $55^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Únicamente existió diferencia significativa en la deflexión transversa cuando fueron expuestas $5^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$,

Blum J.⁽³²⁾ reportó que cada individuo cotidianamente toma bebidas, frías o alimentos calientes como refrescos y sopa, con lo que se realizan entre 40 y 60 sorbos por bebida o alimento en un promedio de 15 a 20 por cada uno, en un lapso de aproximadamente 4 segundos por sorbo, regresando a la temperatura corporal de 37°C , lo que representa estrés en las resinas acrílicas. Concluyó que ambas temperaturas: caliente y frío, mostraron cambios demostrables, la temperatura caliente causó un mayor deterioro que la temperatura fría en las propiedades de la resina.

Así mismo, Osorio. 2003⁽³⁴⁾ reportó que el estrés producido en los acrílicos de Lucitone 199 y Probase Hot para bases de dentaduras, debido a los cambios térmicos (termociclado) afectan de manera considerable las propiedades físicas de las resinas acrílicas, ya que Lucitone 199 se tornó más rígido, y Probase Hot se tornó más flexible posterior a los cambios térmicos, comparados con los valores obtenidos recién polimerizados. coincidiendo con el estudio de.

Dubois J.⁽³³⁾. Quien también reportó que existe un mayor desajuste en los especímenes de prótesis parciales fijas provisionales, que fueron sometidos a carga y termociclado, en donde hubo mayores cambios a temperatura caliente ($50 \pm 2^{\circ}\text{C}$).

Los valores obtenidos en nuestro estudio confirman de la misma manera que los

cambios de temperatura alteran las propiedades físicas de las resinas para base de dentadura, corroborando que a mayor temperatura se incrementa la flexibilidad y disminuye la resistencia a la fractura, mientras que a baja temperatura disminuye la flexibilidad y aumenta la resistencia a la fractura.

Dos Santos R.¹⁰ reportó que los valores medios de desajuste de base de la prótesis enfrascadas en combinaciones de yeso tipo II x III y tipo II x IV, en función de tiempo pos-prensado inmediato, no presentaron diferencias estadísticas significativas ($p > 0,05$), mientras que sí hubo diferencia estadística significativa ($p > 0,05$) para el tiempo pos-prensado de 24 horas. Los valores medios de desajuste de la base de la prótesis en tiempos pos-prensado inmediato y 24 horas, presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) para la combinación de yeso tipo II x III, sin embargo, no hubo diferencia estadística significativa ($p > 0,05$) para la combinación de yeso tipo II x IV. Además de lo anterior, encontró que el mejor nivel de adaptación fue obtenido para la combinación yeso II x III en el tiempo de 24 horas, con diferencia estadística significativa cuando se compara con las demás interacciones.

Si bien, en nuestro estudio se utilizaron distintos materiales de enfrascado como de resina acrílica, considero que será importante poder relacionar los valores obtenidos en el rango del módulo de elasticidad con estudios similares al de Dos Santos R.¹⁰, y de ésta forma observar la correlación entre los valores de pruebas mecánicas con la adaptabilidad de las bases de resina polimerizada por microondas como la utilizada en este estudio .

Marcroft.²⁹ describió como método alternativo de enmuflado el uso de silicona que vulcanice a temperatura ambiente como material de recubrimiento, concluye que la resina acrílica procesada en un contra-molde de silicona necesita muy poco pulido, los dientes y la superficie del acrílico polimerizado no pierden su brillo como resulta cuando son procesados contra compuestos de yeso.

Shibayana R.³⁵ comparó los cambios de posición de los dientes artificiales, posterior al procesado, utilizando dos técnicas diferentes de enfrascado, una de ellas investida con silicón Zlabor y la otra con yeso, concluyendo que no existió diferencia significativa pero sí dio lugar a mínimos cambios de posición cuando menos en dos de los dientes.

En nuestro estudio se realizaron procesos similares en el material utilizado de enfrascado, una de ellas con yeso-silicón por condensación y la otra con yeso-yeso, determinando la interacción entre estos materiales con las propiedades del rango del módulo elasticidad. Por lo tanto, con los valores obtenidos en nuestro estudio donde no existió diferencia significativa entre

el módulo de elasticidad con los materiales utilizados para el enfrascado, nos permiten coincidir con Negreiros, Wagner A³⁵ quien refiere que los cambios dimensionales que se producen en el acrílico siguen siendo complejos, independientemente del cierre, método de enfrascado y tiempo pos-prensado utilizado en el procesamiento de bases de dentadura, la complejidad de las tensiones en la base de dentadura también influyen otros factores importantes que generan el cambio de posición de los dientes. Por ello, considero sería importante estudiar las correlación entre los valores de pruebas mecánicas con la modificación que pudieran tener en la posición de los dientes artificiales cuando se utiliza resina polimerizada por microondas, procesadas con distintos materiales de enfrascado.

Acosta T. ⁽⁸⁾ en su tesis doctoral cita: “Lucitone 199 polimerizado en baño de agua y Acron MC polimerizado con microondas y en baño de agua presentaron valores de deflexión transversa dentro de lo especificado por la norma No 12 de la ADA. Los valores de deflexión transversa de Acron a 34 N 1.5 ± 0.2 mm y a 49 N a 2.9 ± 0.3 mm Acron MC y Lucitone 199 al ser polimerizados como lo indican cada fabricante presentaron un módulo elástico de 2.5 Giga Pascales [GPa]”.

Los valores obtenidos en nuestro estudio de deflexión transversa a las diferentes temperaturas fueron de:

Para $5^{\circ} \pm 1^{\circ}C$	Yeso- Silicón	Yeso-Yeso
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	1.78 ± 0.13	1.56 ± 0.11
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	3.29 ± 0.25	3.02 ± 0.23

Para $37^{\circ} \pm 1^{\circ}C$	Yeso- Silicón	Yeso-Yeso
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	2.07 ± 0.31	2.22 ± 0.27
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	4.28 ± 0.61	4.54 ± 0.34

Para $55^{\circ} \pm 1^{\circ}C$	Yeso- Silicon	Yeso-Yeso
Deflexión 1 [mm] 14.7 - 34.3 N	3.29 ± 0.36	3.40 ± 0.32
Deflexión 2 [mm] 14.7 - 49 N	7.92 ± 0.50	7.95 ± 0.24

Por lo tanto, con los valores obtenidos en nuestro estudio para la resina Ezcryl podemos inferir que los valores para deflexión transversa a $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ están dentro de la norma No. 12 de la ADA. Mientras que los valores obtenidos cuando la resina fue expuesta a temperaturas extremas de $5^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ y $55^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$, modifican notablemente sus valores.

En cuanto a los valores obtenidos del Módulo elástico E, cuando se expusieron a diferentes temperaturas y diferente material de enfrascado fueron los siguientes: a 5°C Yeso-Silicón $2.0 \pm .01$ GPa, Yeso-Yeso 2.1 ± 0.1 GPa, mientras que a 37°C Yeso- Silicón $1.69 \pm .02$ GPa, Yeso-Yeso $1.5 \pm .06$ GPa, por último a 55°C Yeso-Silicón $1.21 \pm .01$ GPa, Yeso-yeso $1.17 \pm .08$ GPa.

Por lo que podemos aseverar que los valores del módulo elástico obtenidos de la resina de nuestro estudio fueron menores a los de la resina estudiada por la Dra. Acosta.

Cuando el módulo de elasticidad es menor a 2.0 GPa, se considera una desventaja, pues incrementa la flexibilidad de las bases de dentadura, provocando la pérdida del sellado periférico y la inestabilidad de la prótesis. (Xiia Chung M)³⁷

Por lo anterior consideramos que será importante estudiar las implicaciones clínicas que puedan tener los valores obtenidos de las pruebas mecánicas realizadas en este estudio

Barros barbosa.¹⁰ comparó la resistencia a la flexión de una base de prótesis de resina polimeriza microondas (Onda-Cryl) en tres diferentes ciclos para su polimerización, una resina convencional de calor-polimerizado clásico y una resina acrílica autopolimerizable. Los resultados mostraron una mayor resistencia a la flexión de Onda-Cryl, independientemente del ciclo de polimerización. La resina convencional con porcesado clásico (baño de agua), obtuvo el valor más bajo de la resistencia a la flexión (84,4 MPa), lo que indicó su baja resistencia a la fractura.

Los valores obtenidos en nuestro estudio de resistencia a la flexión fueron de 84.67 y 82.32 MPa cuando se expusieron las muestras a $5^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$, los valores obtenidos fueron menores para la resistencia a la flexión comparadas con las muestras sometidas a $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ y $55^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$, lo que también indica que su resistencia la fractura es menor.

En su estudio, N Yunus.³⁸ menciona que las determinaciones de resistencia a la flexión son útiles en la comparación de las bases de resina acrílica para dentadura, ya que simula el tipo de estrés que se aplica a la prótesis durante la masticación.

Si bien las pruebas de deflexión simulan el tipo de estrés que se aplica a la prótesis durante la masticación, se proponen próximos estudios que ofrezcan un mayor conocimiento que permita explicar la diferencia significativa encontrada en los valores de deflexión transversa a 5°C del presente estudio.

También se propone estudios que orienten el uso del silicón por condensación y su repercusión sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas polimerizadas a través de éste material, ya que los estudios que existen al día de hoy, destacan más el menor tiempo, la facilidad y limpieza al recuperar las bases de dentadura.

CONCLUSIONES

Bajo el método y las condiciones con que se realizó el presente trabajo se concluye:

No se encontró diferencias significativas de los valores obtenidos en el módulo de elasticidad. Así mismo, tampoco se encontró diferencia significativa en la resistencia a la flexión y resistencia a la fractura, de la resina polimerizada por microondas, al utilizar diferentes materiales para el enfrascado: yeso tipo III, en base de la mufla, con silicón por condensación en la contra mufla, ni tampoco utilizando yeso tipo III en base de la mufla, con yeso tipo III en la contramufla. Únicamente existió diferencia significativa en la deflexión transversa cuando las muestras fueron expuestas a $5^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$.

Debido a que no existió diferencia significativa en los valores obtenidos en el módulo de elasticidad, podemos decir que los materiales utilizados en este estudio para el enfrascado de la resina acrílica polimerizada por microondas no influyen en el módulo de elasticidad. Así mismo, no se encontró influencia sobre los valores de la resistencia a la flexión y resistencia a la fractura.

Al exponer las muestras a $5^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$, los valores del módulo elástico, resistencia a la flexión y resistencia a la fractura fueron mayores a los registrados a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$. A su vez, los valores registrados a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ fueron mayores que de los obtenidos a $55^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$.

Los valores obtenidos del módulo elástico y resistencia a la fractura, mostraron que el someter la resina acrílica procesada por microondas a una temperatura de 55°C , produjo mayor flexibilidad del material para base de dentaduras y menor resistencia a la fractura, el someter la resina acrílica a 5°C provocó menor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura. Lo que confirma que las altas y bajas temperaturas alteran sus propiedades físicas.

Dado que los cambios de temperatura afectan las propiedades mecánicas de las resinas polimerizadas por microondas, dichos cambios podrán afectar la estabilidad de las dentaduras. Por ello, se recomendará a los pacientes portadores de dentaduras realizadas con bases de resina acrílica polimerizadas por microondas evitar ingerir alimentos muy fríos o muy calientes.

Siempre es importante adquirir el mayor conocimiento del comportamiento químico , físico, y mecánico de los materiales dentales, ya que de esta manera se pueden preservar las mejores cualidades de ellos en la odontología. Para así determinar que material o técnica utilizar para su manipulación tanto en la clínica como en el laboratorio dental.

REFERENCIAS

1. Skinner, E. W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. *J Prosthet Dent.* 195; 1(1): 161-167.
2. Woelfel, J.B.; Paffenbarger, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int Dent J.* 1959; 9(4): 451-460.
3. Nishii, MJ. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ.* 1968; 2 (1); 23-40.
4. Gay, W.D. y King, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(4): 437-440.
5. Mello, Jan, KO Braun, RN Rached, Del A Cury Bel. *J Dent Prosthet* 2003; 89: 598-602.
6. Lorton L, WR Phillips. Effect of closure method anpost-pressing time on the displacemen of maxillary denture teeth. *J Dent Prosthet* 1979; 42: 23-
7. Alkhatib MB, Goodacre, Swartz ML CJ, Muñoz-Viveros CA, Andrés CJ. La comparación de la dentadura resinas polimeriza-microondas. *Int J Prosthodont.* 1990; 3:249-55.
8. Tesis Doctoral. División de Estudios de Postgrado. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), 2009.
9. Barros Barbosa Débora DDS PhD, Raphael Freitas de Souza DDS PhD et al. Flexural Strength of Acrylic Resins Polymerized by Different Cycles. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15 (5):424-28.
10. Saíde Sarkis Domitti CD, Simonides Consani CD. Efecto de la Interacción Yeso de Inclusión-tiempo Pós-prensado en la Adaptación de las Bases de Prótesis Total Superior. *Acta Odontol.* 2004;42 (3)
11. Gülay Uzun, DDS. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent.* 1999;81:616-620.
12. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. Review The reinforcement of dentures. *J of Oral Rehabilitation.* 1999; 26:185-94.
13. Erick JD. Biological Properties of denture base resins. *Dental Clinics of North America.* 1977; 21:459-64. Combe E. Materiales poliméricos para base de prótesis, *Materiales dentales*, Primera Edición, Editorial Labor, España, 1990:245-56.
15. Vega J. Polímeros Acrílicos en Odontología, *Materiales dentales en odontología*, Editorial Avances Medico Dentales. México, 1996:273-90.
16. Winkler S. *The History of Resins in Dentistry*, Editorial Sanders, North America, 1975.
17. H. Ralph Rawls. *Dental Polymers.* En: Phillips W Ralph. *Science of Dental Materials.* Eleventh Edition, Editorial, Elseiver. St. Louis Missouri 2003:143-170.
18. Richard van Noort .*Structure of Polymers.* En: introduction to *Dental Materials*, Second Edition. Editorial. Mosby, England 2002:33-41.
19. Hugger Alfons y Ulrich Stüttgen. Perspectiva de los estudios de materiales. En: Koeck B., *Prótesis completas*, Cuarta Edición Editorial Elsevier Masson, Barcelona España, 2007: 364-369.

20. Power Jhon M MD, Sakaguchi Ronald L. Polymers and Polymerization. En: Graig's Restorative Dental Materials. Twelfth Edition, Editorial Mosby Elseiver 2006:149-159.
21. Vega J. Polímeros Acrílicos en Odontología, Materiales dentales en odontología, Primera Edición, Ediciones Avances Medico Dentales. México. 1996:273-90.
22. Richard van Noort. Mechanical Propierties En: introduction to Dental Materials, Second Edition. Editorial. Mosby, England 2002:42-49.
23. Anusavice Kenneth J. PhD, MD. Gypsum Products. En: Phillips W Ralph. Science of Dental Materials. Eleventh Edition, Editorial, Elseiver Science,USA. 2003:255-282
24. Revised American Dental Association Specification No.12 for Denture Base Polymers. Am Dent. Assoc. 1975; 90:85-92.
25. Barceló Santana F Dr. capítulo 15. Yesos dentales. En: Materiales dentales conocimientos básicos aplicados. Tercera Edición. Editorial Trillas. México. 2008:149-151.
26. Richard van Noort. Mechanical Propierties En: introduction to Dental Materials, Second Edition. Editorial. Mosby, England 2002:205-210
27. Anusavice Kenneth J. PhD, MD. Gypsum Products. En: Phillips W Ralph. Science of Dental Materials. Eleventh Edition, Editorial, Elseiver Science, USA. 2003:255-281
28. Anusavice Kenneth J. PhD, MD. Material Impression En: Phillips W Ralph. Science of Dental Materials. Eleventh Edition, Editorial, Elseiver Science,USA. 2003:205-253
29. Sharry Jhon J MD. El Encerado y el Proceso. En: Prosthodontia Dental Completa. Tercera Edición. Editorial Toray 1977:268-277.
30. Memon MS, Yunus S. Some mechanical properties of a highly cross-link cross linked, microwe-polymerized. Injection molded denture base polymer. Int. J.porstodont. 2001; 14:214-628.
31. Pero AC. Barbosa DB, Marra J. Influence of microwave polimerization method and thinckness on porosity of acrylic resin. The American College of Prosthodontics 2008; 17: 125-9
32. Blum J. Weiner S. Berendsen P. Effects of thermocycling on the margins of transitional acrylic resin crowns. J Prosthet Dent. 1991; 65:644-46.
33. Dubois J. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light – polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. J Prosthetic Dent. 1999; 82:161–6.
34. Osorio A. Guerrero IJ. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para base de dentaduras con y sin insertos metálicos. Tesis. Especialidad Prótesis Bucal, Departamento de Posgrado, Facultad de Odontología UNAM. 2003.
35. Shibayama R.Gennari F. Effect of flasking and polimerization technicque on tooth movement in complete deture processing. J Prosthodontic. 2009; 259-64

36. Negreiros, Wagner. Effect of the flask contention method on the displacement of maxillary denture teeth. *Braz. j. oral sci* 2008; 7 (24):1493-1496,
37. Xia Cung M. Rapid processing procedure for heat polymerization of polymethyl methacrylate in a pressure cooker with automatic controls. *J Prosthet Dent* 1996; 76:445-7.
38. N Yunus, AA Rashid. Some flexural properties of nylon dentures base polymer. *J of oral Rehabilitation*. 2005; 32:65-71