



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**PROGRAMA DE TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO (TAP)**

**COMPORTAMIENTO FÍSICO-MECÁNICO DE UNA  
RESINA ACRÍLICA EXPERIMENTAL REFORZADA  
CON FIBRAS**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
C I R U J A N A   D E N T I S T A**

**P R E S E N T A:**

**MARÍA ELIZABETH PLATA RODRÍGUEZ**

**TUTOR: MTRO. JORGE MARIO PALMA CALERO.**

**ASESORES: DR. FEDERICO H. BARCELÓ SANTANA.  
DRA. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES.**

**MÉXICO, D.F.**

**2009**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

PROYECTO APOYADO POR PAPIIT-DGAPA-IN-226608

## **AGRADECIMIENTOS.**

**A mis padres:** porque con su amor y apoyo infinito me han ayudado a cumplir mis metas, por creer en mí y enseñarme a tomar siempre el camino correcto por largo y difícil que éste sea. Los amo más que todas las palabras que puedan expresarlo.

**A mis hermanos: David** porque tu ejemplo siempre ha sido importante para mí; **Cindy** por tus comentarios siempre sinceros, porque que es un hecho que la vida no sería igual sin ti, eres la mejor de las amigas; **Vero y Pablo** gracias por su apoyo, por sus sugerencias, por todos los momentos que hemos compartido, saben que los considero mis hermanos. Los quiero mucho.

**Al resto de mi familia:** porque sé que siempre he podido contar con ustedes, por ser parte de mí vida; especialmente a ti Abuelita por todos los recuerdos, por tu fortaleza hasta el final, sé que desde donde estás me proteges y me cuidas. Los quiero.

**Abraham:** gracias porque tu amor se ha traducido en apoyo incondicional, palabras de aliento y motivación, ayuda y comprensión. Te amo.

**A mis amigos:** por estar a mi lado incondicionalmente y por todo lo que hemos compartido.

**Al Mtro. J. Mario Palma:** mi más profundo agradecimiento por su apoyo y orientación en estos años y con toda mi admiración.

**A la Dra. Laura Acosta y al Dr. Federico H. Barceló:** por los conocimientos, la experiencia y el tiempo que le aportaron a esta investigación.

**A la Universidad Nacional Autónoma de México:** por brindarme todo lo necesario para mi formación profesional y con inmenso orgullo de pertenecer a la Máxima Casa de Estudios.

**“Por mi raza hablará el espíritu”**

# ÍNDICE

I. RESUMEN .....	5
II. INTRODUCCIÓN.....	6
III. MARCO TEÓRICO.....	7
Antecedentes. ....	7
Polímeros. ....	9
Polimerización.....	9
Polimerización por Condensación.....	10
Polimerización por Adición. ....	10
Síntesis de polímeros. ....	12
Copolímeros. ....	13
Resinas Acrílicas. ....	14
Características de las resinas acrílicas.....	15
Poli(metil metacrilato), PMMA. ....	16
PMMA Reforzado con Fibras de Uso Dental.....	17
Fibras de Vidrio. ....	17
Fibras de Polietileno.....	18
Fibras Flock.....	20
Pruebas Físicas y Mecánicas. ....	21
Deflexión Transversa.....	21
Módulo Elástico.....	21
Resistencia a la Flexión .....	21
Porosidad .....	22
IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	23
V. JUSTIFICACIÓN .....	24
VI. HIPÓTESIS.....	25
VII. OBJETIVOS.....	26
Objetivo General. ....	26
Objetivos Específicos.....	26
VIII. METODOLOGÍA .....	27
Tipo de Estudio.....	27

Población de Estudio.....	27
Variables Dependientes.....	27
Variables Independientes.....	27
Criterios de Inclusión.....	28
Criterios de Exclusión.....	28
Criterios de Eliminación.....	28
IX. MATERIALES.....	29
X. MÉTODO.....	32
Síntesis de PMMA.....	32
Muestreo.....	35
Grupo 1: PMMA Experimental.....	35
Grupo 2: PMMA Experimental con Fibras de Vidrio.....	36
Silanización de Fibras de Vidrio.....	36
Grupo 3: PMMA Experimental con Fibras de Polietileno.....	37
Grupo 4: PMMA Experimental con Fibras Flock.....	38
Grupo 5: PMMA Comercial Lucitone 199.....	38
Grupo 6: PMMA Comercial Lucitone 199 sin Fibras.....	39
Deflexión Transversa.....	40
Porosidad.....	40
Procesado por compresión.....	41
Pruebas Físico-Mecánicas.....	44
Deflexión Transversa.....	44
Módulo Elástico.....	46
Resistencia a la Flexión.....	46
Porosidad.....	47
Análisis Estadístico.....	48
XI. RESULTADOS.....	49
XII. DISCUSIÓN.....	52
XIII. CONCLUSIONES.....	56
XIV. REFERENCIAS.....	57



## I. RESUMEN

Al ser el poli(metil metacrilato) [PMMA] el material más usado en la elaboración de prótesis totales es conveniente realizar estudios que propongan mejoras en sus propiedades, actualmente se incorporan fibras de refuerzo con esta finalidad.

El objetivo de éste estudio fue agregar diversas fibras de refuerzo (fibras de vidrio, polietileno y flock) a una resina acrílica experimental y evaluar los valores obtenidos en las pruebas de Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad. Así como también evaluar éstos mismos valores en la resina acrílica comercial Lucitone 199, la cual contiene fibras de refuerzo en su formulación y comparar los resultados.

Se sintetizó PMMA en suspensión, el polvo obtenido se mezcló con metil metacrilato mas peróxido de benzoilo para elaborar las muestras procesadas en baño de agua. Grupo 1: PMMA Experimental. Grupo 2: PMMA Experimental + 1 % de fibras de vidrio. Grupo 3: PMMA Experimental + 1 % de fibras de polietileno. Grupo 4: PMMA Experimental + 1 % de fibras flock. Grupo 5: Lucitone 199. Grupo 6: Lucitone 199 s/fibras.

Se calculó Deflexión Transversa de acuerdo con la Norma No. 12 de la ADA. Módulo Elástico y Resistencia a la Flexión en base a la Norma ISO 1567. Los valores de Porosidad se obtuvieron por pérdida de peso. Se aplicó ANOVA de Una Vía ( $P=0.05$ ) y Tukey Test ( $P<0.001$ ).

Existió diferencia significativa ( $P<0.001$ ) en deflexión trasversa a 49 N, resistencia a la flexión y porosidad.

El PMMA Experimental obtuvo resultados satisfactorios en todas las pruebas realizadas y la incorporación de fibras de refuerzo mejoró sus propiedades mecánicas.

Por su facilidad de manipulación, resultados obtenidos en las pruebas realizadas y estética, se puede concluir que las fibras de polietileno son la mejor opción como fibras de refuerzo para el PMMA Experimental.



## II. INTRODUCCIÓN

La resina acrílica de poli(metil metacrilato) o PMMA<sup>1-4</sup> tiene gran variedad de aplicaciones en Odontología protésica, hoy en día es el material más utilizado en la elaboración de bases para dentaduras;<sup>5-7</sup> sin embargo se observan ciertas deficiencias en sus propiedades físicas y mecánicas lo que las hace susceptibles a fracturas en diversas circunstancias clínicas.<sup>2</sup>

Actualmente se incorporan fibras de refuerzo para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas acrílicas, principalmente fibras de vidrio y de polietileno; la primera está compuesta básicamente de silicio, aluminio y óxidos de magnesio y mantiene sus mismas propiedades mecánicas con independencia de la dirección de la carga, por lo tanto las propiedades de flexión son superiores en las fibras de vidrio. Por su parte, las fibras de polietileno tienen excelentes propiedades mecánicas para la tensión, pero son inadecuadas para las fuerzas de compresión.<sup>8</sup>

Los Materiales Dentales como rama de la Odontología y sustentados en la evolución industrial, no pueden permanecer estáticos, pues día a día se dan cambios que buscan mejorar sus propiedades. Por lo tanto, el conocimiento del odontólogo debe incluir conceptos básicos de la química de los materiales dentales, para que pueda evaluar con inteligencia los nuevos conocimientos en el área y así poder ofrecer acertadamente un servicio acorde a la actualidad.<sup>1</sup>

El Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación en la Facultad de Odontología, evalúa y elabora materiales, manteniéndose así a la vanguardia en ciencia e investigación, como es el caso de éste estudio en el cual a una resina acrílica obtenida en el Laboratorio de Materiales Dentales se le agregaron fibras de refuerzo (fibras de vidrio, polietileno y flock) y se evaluó la Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad en comparación con una resina acrílica comercial de composición similar.



### III. MARCO TEÓRICO

#### Antecedentes.

Las primeras bases de dentaduras fueron fabricadas con materiales como porcelana, vulcanita en 1855, celuloide en 1870, bakelita en 1909 por el Dr. Leo Baekeland, nitrocelulosa en el mismo año y plásticos vinílicos; sin embargo, cada uno de estos materiales tenía propiedades indeseables: las bases de porcelana eran frágiles y de difícil fabricación; los productos de vulcanita presentaban un olor desagradable y no eran estéticos;<sup>2,7</sup> la bakelita al ser producto de la reacción entre fenol y formol tenía mal sabor, carecía de estabilidad dimensional, era frágil, imposible de reparar y se decoloraba con facilidad;<sup>7,9</sup> los materiales de nitrocelulosa eran inestables en sus dimensiones y contenían plastificantes como el alcanfor que le daban sabor desagradable y los plásticos vinílicos eran difíciles de reparar.<sup>2,7,9</sup>

La introducción de los polímeros acrílicos en Odontología fue después de la Segunda Guerra Mundial,<sup>7</sup> gracias a la química moderna que permitió el desarrollo de estos materiales; los polímeros en un principio, eran literalmente desechos de laboratorio, hasta apenas las últimas siete u ocho décadas éstos materiales atrajeron la atención de los químicos y así nació el campo de los “plásticos”.<sup>1</sup>

Definitivamente, desde su invención, los polímeros han venido a sustituir en gran parte a los metales, como prueba de esto están las industrias automovilísticas y de aviación que emplean este producto por su gran resistencia y bajo peso con la ventaja de tener alta absorción de energía al impacto.<sup>7</sup>

El PMMA fue introducido como base de dentaduras en 1930, pero fue hasta 1937 cuando se presentó en forma de polvo (polímero) y líquido (monómero) por el Dr. Walter Wright, lo que facilitó su procesado y aumento su popularidad<sup>2,7-9</sup> y a pesar del gran desarrollo actual en la tecnología de los polímeros, probablemente más del 95% de las prótesis totales dentales que se hacen hoy en día utilizan esa resina acrílica en su modalidad termopolimerizable<sup>1,2,9</sup> debido a que cumple con los requisitos de estabilidad, resistencia, durabilidad e insolubilidad en fluidos bucales, ausencia de sabor y olor<sup>2,8,9</sup> y puede teñirse con facilidad, de aquí que sea idónea para que se le den los colores y tonos de las estructuras de la boca.<sup>1,5</sup>



A pesar de estas ventajas, se observaron ciertas deficiencias en sus propiedades físicas y mecánicas luego de su procesamiento, como son cambios dimensionales y porosidad, entre otros,<sup>2,10</sup> lo que las hace susceptibles a fracturas en diversas circunstancias clínicas.<sup>11,12</sup> Debido a esto surgió la necesidad de mejorar las propiedades de las resinas acrílicas;<sup>10,13-16</sup> los primeros intentos por agregar fibras de refuerzo en la Odontología Clínica comenzaron hace 40 años.<sup>14,15,17,18</sup>

Entre 1960 y 1970 los investigadores buscaron reforzar dentaduras a base de PMMA con fibras de vidrio o carbono. También se utilizaron hilos trenzados de polietileno para reforzar los polímeros acrílicos.<sup>14,15,19</sup>

En la década de los 80's se realizaron intentos similares para fabricar bases para dentaduras, reparación de prótesis, aparatología ortodóntica, etc. Mientras estos materiales lograron demostrar mejoras en las propiedades mecánicas, el uso de resinas acrílicas con fibras de refuerzo en las aplicaciones odontológicas estuvo comprometido por tres importantes limitaciones:<sup>14,15,20,21</sup>

- Bajo contenido de fibras.
- Dificultad para el mojamiento de las fibras, lo que impedía su unión a la resina acrílica.
- Dificultad para manipular las fibras libres.<sup>14,15,20,21</sup>

Posteriormente inició una gran investigación respecto a las fibras de refuerzo empleadas, el porcentaje en el volumen de las fibras, su adecuada adhesión mediante la técnica de silanizado,<sup>13</sup> color apropiado y biocompatibilidad de los materiales empleados,<sup>12</sup> lo que culminó con la incorporación exitosa de dichas fibras al PMMA y con ello las marcas comerciales mejoraron los procedimientos para ofrecer un material con la misma facilidad en su manipulación que resinas acrílicas convencionales.<sup>14,15-17</sup>

Diversas fibras fueron probadas para éste propósito, siendo las fibras de vidrio y de polietileno de alto peso molecular las que mostraron una mejor resistencia al impacto.<sup>12</sup>

Actualmente el campo de resinas acrílicas con fibras de refuerzo continúa expandiéndose a pasos rápidos ya que éstas mejoran las propiedades físicas y mecánicas de las bases para dentaduras, ofreciendo una mayor resistencia mecánica lo cual las hace más resistentes a las cargas masticatorias.<sup>19,21</sup>



## **Polímeros.**

El término “polímero” deriva del griego poli- muchas, meros- partes o porciones; es decir, una molécula constituida de muchas unidades estructurales.<sup>1-4</sup>

La terminación “mero” (una parte) representa la unidad química estructural más sencilla de la que el polímero está compuesto<sup>1-4</sup> y, por lo tanto, las moléculas sencillas a partir de las cuales se constituye el polímero se denominan “monómeros”. Al unirse entre sí millares de monómeros se formarán macromoléculas; para que a una macromolécula se le considere como polímero debe poseer un peso molecular por encima de 5000, entre más alto sea este valor mayor será el grado de polimerización y mejores propiedades tendrá el polímero.<sup>8</sup>

## **Polimerización.**

Es la serie de reacciones químicas mediante las cuales se forma un polímero a partir de la unión en cadena de monómeros, formando así macromoléculas de elevado peso molecular.<sup>1,2,4</sup>

El proceso de polimerización empieza cuando un iniciador abre los dobles enlaces de los monómeros, generando radicales libres. El principal iniciador es el peróxido de benzoilo.<sup>1</sup> A partir de ese momento las unidades se conectan una con otra en la molécula del polímero por medio de enlaces covalentes y entre más moléculas se unan más elevado será el peso molecular.<sup>1,2,4,5</sup>

Los polímeros son capaces de adoptar configuraciones casi ilimitadas; esta conformación de la cadena también es un factor importante en las propiedades del polímero puesto que aquellos que tengan una cadena rectilínea tendrán temperatura de ablandamiento más elevada, sin embargo aquellos polímeros con cadenas ramificadas o cruzadas tendrán mejores propiedades de resistencia.<sup>1,6-9</sup>



Las propiedades físicas y mecánicas del polímero reciben gran influencia de cualquier cambio en la temperatura de procesado, composición, peso molecular y estructura; los polímeros no presentan resistencia mecánica hasta que alcanzan un grado mínimo promedio de polimerización, a medida que se forman las macromoléculas aumentan las uniones secundarias o fuerza intermolecular que las mantienen juntas.<sup>8,9</sup> El resultado es que también aumentan las propiedades físicas y mecánicas que se vinculan con estas fuerzas, como temperatura de ablandamiento y resistencia a la tensión.<sup>1,5</sup>

### Polimerización por Condensación.

Corresponde a la reacción química para formación de un polímero, en la cual se obtienen además subproductos o productos secundarios como agua, alcoholes y halógenos (Figura 1). Todos estos subproductos interfieren en el crecimiento de la cadena es por ello que los polímeros formados a partir de esta reacción tienen menor peso molecular.<sup>8</sup>

La bakelita, los poliuretanos, el nylon y los mercaptanos son ejemplos de polímeros obtenidos por condensación.<sup>22</sup>

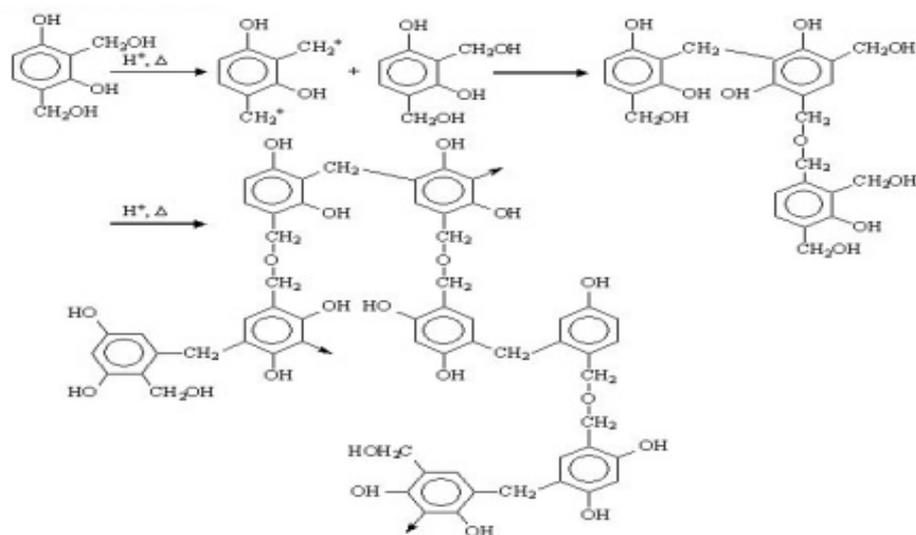


Figura 1. Reacción de polimerización por condensación.



## Polimerización por Adición.

La conformación de la cadena se da por simple unión o suma de los monómeros, los cuales deben contener grupos no saturados, es decir, dobles enlaces que serán abiertos por el iniciador (Figura 2). En este proceso no existen subproductos.<sup>22</sup>

La polimerización comienza por un centro activo, incorporando un monómero a la vez y armando una cadena que en teoría puede seguir su crecimiento de manera indefinida hasta que lo permita el aporte de unidades que lo constituyen. Con éste tipo de polimerización es posible formar verdaderas macromoléculas, de excelentes propiedades físicas y gran utilidad en Odontología.<sup>4,8</sup>

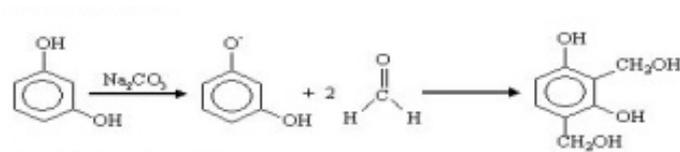


Figura 2. Reacción de polimerización por adición.

El proceso de polimerización por adición se lleva a cabo en 4 etapas:<sup>1</sup>

- INICIACIÓN o INDUCCIÓN. Corresponde a la etapa en la cual las moléculas del iniciador adquieren energía ya sea por calor, luz o inducción química, activándose y generando la ruptura de los dobles enlaces en cada unidad estructural.
- PROPAGACIÓN o CONFORMACIÓN DE LA CADENA. Se da por la adición repetida de monómeros y la transferencia del electrón al extremo de la estructura en crecimiento, hasta que la cadena se convierte en polímero. En teoría este proceso continúa hasta que todo el monómero se cambia en polímero; en la práctica la polimerización no se completa nunca.



- c) **TERMINACIÓN.** Ya no se encuentran presentes radicales libres. Las reacciones en cadena terminan por acoplamiento directo o por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena de crecimiento a otra.
- d) **TRANSFERENCIA DE CADENA.** Activación de una cadena a otra ya terminada, generando un nuevo crecimiento en dicha cadena, aumentando el peso molecular.<sup>22</sup>

La polimerización es una reacción intermolecular repetida capaz de continuar de manera indefinida<sup>1</sup> por la presencia del monómero libre remanente y por la actividad de otras cadenas; sin embargo, la presencia de impurezas dentro del monómero ocasiona “inhibición de la polimerización”; el oxígeno también actúa como inhibidor de la reacción y de la velocidad de polimerización, al reaccionar con los radicales libres.<sup>22</sup>

Siempre que se realiza el fenómeno de polimerización se produce simultáneamente exotermia de la reacción, es decir, se libera calor debido a que los monómeros tienen mayor energía por la presencia de dobles enlaces, y al quedar ese enlace como simple se libera energía en forma de calor. Así mismo se produce contracción de polimerización, esto es debido a que los monómeros en estado líquido tienen sus moléculas simplemente enlazadas por uniones secundarias, mientras que al polimerizar se forman uniones covalentes, las que ocupan menor espacio, dando como resultado una contracción.<sup>1,2,22</sup>

## **Síntesis de polímeros.**

La síntesis de los polímeros se lleva a cabo por 4 diferentes técnicas:<sup>23-25</sup>

- a) **Polimerización en suspensión.** Utiliza un peróxido que es soluble en el monómero pero ambos son insolubles en el medio dispersante que por lo general es agua. Se obtiene un polímero en forma de gránulos esféricos que fácilmente pueden ser aislados por filtración o sedimentación. El tamaño de partícula obtenido es de 45 – 400  $\mu\text{m}$  con peso molecular de 24,000 a 80,000.



- b) Polimerización en emulsión. La reacción se lleva a cabo con peróxidos solubles en agua, y se le añade un emulsificante, que puede ser un jabón o detergente. El tamaño de partícula que se obtiene es de 1 – 20  $\mu\text{m}$ , con peso molecular de 38,000 a 85,000. Su aplicación es en plastisoles (latex).
- c) Polimerización en masa. Los únicos componentes son el monómero y el iniciador (peróxido). El polímero que se obtiene es más puro, sin embargo la reacción es altamente exotérmica y se obtienen partículas de gran tamaño (70 – 170  $\mu\text{m}$ ) que no se dispersan en los plastificantes. Por su peso molecular bajo se utilizan en adhesivos.
- d) Polimerización en solución. En esta polimerización se diluye el monómero con disolventes en los cuales también se disuelve el polímero. Empleando un disolvente adecuado se evitan los problemas derivados de la reacción exotérmica de polimerización, aunque se crea el problema de la separación posterior del disolvente. Este tipo de polimerización se emplea cuando el polímero final va a aplicarse en forma disuelta, como en el caso de adhesivos o barnices.<sup>23-25</sup>

## Copolímeros.

Para mejorar las propiedades de un polímero, se pueden combinar dos o más monómeros químicamente diferentes, así el polímero que se forma, denominado copolímero, contiene unidades de todos los monómeros presentes en un principio y su proceso de formación se llama copolimerización.<sup>1,8,22</sup>

La copolimerización altera las propiedades físicas y mecánicas del polímero final de manera considerable. Muchas de las resinas más útiles se fabrican por copolimerización, por ejemplo el metacrilato de metilo y los ésteres acrílicos.<sup>1</sup>



## Resinas Acrílicas.

Las resinas acrílicas se empezaron a utilizar en Odontología en los años de 1930-1940, principalmente por el Doctor Dappen y el Doctor Schuebel, en Alemania. Éstas son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural.<sup>3</sup>

Hay 2 series de resinas acrílicas de interés Odontológico, una de ellas se deriva del ácido acrílico,  $\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$  y la otra del ácido metacrílico  $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$ .<sup>1</sup>

Las resinas acrílicas tienen gran variedad de aplicaciones en Odontología protésica: dientes artificiales, bases de registro, materiales para reparar prótesis, portaimpresiones individuales y bases para prótesis totales.<sup>2,3</sup>

Generalmente se presentan en forma de un polvo o polímero prepolimerizado de bajo peso molecular y un líquido o monómero, estos se mezclan en proporción 3:1 en volumen.<sup>2-5,7</sup> Durante su polimerización se identifican 5 etapas:<sup>5</sup>

- a) FASE 1: El polímero de bajo peso molecular se ablanda al entrar en contacto con el monómero; se forma una masa fluida y sin cohesión.
- b) FASE 2: El polímero se disuelve en el monómero. Este período se caracteriza por ser una mezcla fibrosa y pegajosa al tacto.
- c) FASE 3: A medida que el monómero se difunde, se satura de polímero y se forman cadenas de longitudes tales que la masa resultante ya no es pegajosa. A este período con frecuencia se le denomina estado plástico; estado durante el cual la masa se debe manipular para empacarse en el molde.
- d) FASE 4: El monómero remanente desaparece por evaporación. La masa se hace cohesiva y elástica.
- e) FASE 5: La resina acrílica solidifica y se conoce como etapa rígida.<sup>2-5,7</sup>



Las resinas acrílicas inician éstas fases de polimerización por 2 métodos.<sup>4,5,8</sup>

1. Autopolimerización o quimiopolimerización.<sup>5</sup> Contienen en su formulación una amina terciaria (dimetil-p-toluidina o dihidroxi-p-toluidina)<sup>8</sup> que funciona como activador químico del iniciador (peróxido de benzoilo), el cual rompe los dobles enlaces de la molécula de metil metacrilato y genera radicales libres; así el proceso de polimerización se completa a temperatura ambiente.<sup>4</sup>
2. Termopolimerización. Cuando la temperatura de la mezcla (monómero – polímero) aumenta a más de 60°C el iniciador (peróxido de benzoilo) es activado, haciendo que las moléculas de metil metacrilato formen radicales libres, la reacción en cadena se propaga hasta concluir el proceso. El factor principal que determina el ritmo de polimerización es la velocidad con la que el peróxido de benzoilo libera radicales libres, y este factor está determinado en gran medida por la temperatura.<sup>8</sup>

Para procesar las resinas acrílicas termopolimerizables, se coloca la masa en etapa plástica en un molde o mufla y se presiona fuertemente con una prensa para después ser colocada en una olla con agua expuesta a fuego directo durante el tiempo y a la temperatura indicada por el fabricante; a esta técnica se le conoce como baño de agua o técnica convencional.<sup>1,5,9,22</sup> Existe otra técnica en la cual la mufla se coloca dentro de un horno de microondas y se procesa durante un periodo que va de 3 a 10 minutos a 500 W, la polimerización se lleva a cabo por el calor generado por las ondas electromagnéticas, con la técnica de polimerizado por microondas se reduce considerablemente el tiempo de procesado.<sup>19,20</sup>

### **Características de las resinas acrílicas.**

Las resinas acrílicas utilizadas para la elaboración de bases de dentaduras deben cumplir ciertos requisitos:<sup>1</sup>

- a) Resistencia suficiente para soportar las cargas masticatorias.
- b) Tener un cierto grado de translucidez para dar una apariencia similar a los tejidos bucales que reemplaza.
- c) Mantener una estabilidad de color después de su procesamiento.



- d) Adecuada estabilidad dimensional.
- e) Adecuada resiliencia.
- f) Resistencia a la abrasión.
- g) Ausencia de sabor y olor.
- h) Biocompatible, es decir, no ser irritante a los tejidos bucales.
- i) Insoluble en los fluidos bucales.
- j) Escasa sorción.
- k) Temperatura de ablandamiento alta.
- l) Facilidad en su procesado.
- m) Reparación fácil y eficiente.
- n) Costo accesible.

## **Poli(metil metacrilato), PMMA.**

El poli(metil metacrilato) de uso dental se presentan generalmente en 2 frascos: polvo y líquido. El polvo está formado por microesferas de poli(metil metacrilato) de metilo de bajo peso molecular, 0.1% de peróxido de benzoilo como iniciador, fibras y colorantes para caracterización. El líquido está compuesto de monómero de metil metacrilato y cantidades bajas de hidroquinona como inhibidor de la polimerización mientras se encuentra almacenado: entre 0.01 y 0.006 %.<sup>1-3,5,8</sup>

El poli(metil metacrilato) en su modalidad termopolimerizable es la resina acrílica que cumple con la mayoría de los requisitos anteriormente enlistados, tiene excelente biocompatibilidad, aceptables propiedades físicas, mecánicas y estéticas, además de ser económico y de fácil manipulación; por ello es el material más empleado para elaborar bases de dentaduras.<sup>21,26-29</sup>

A pesar de sus características favorables, este material presenta limitaciones particularmente en la resistencia a la flexión, al impacto y a la fatiga, como consecuencia las fracturas en las prótesis se han presentado como un problema frecuente en numerosos reportes clínicos.<sup>20,29-32</sup>



## **PMMA Reforzado con Fibras de Uso Dental.**

La fractura de las bases de dentaduras es un problema recurrente en la práctica odontológica. Para superar las limitaciones físicas y mecánicas que presenta el PMMA, se han incorporado a su composición diversas fibras como son: fibras de aramida, de carbono, de grafito, de nylon, de polietileno de ultra-alto peso molecular y de vidrio.<sup>13,18,21,27,30</sup>

Las fibras de refuerzo se pueden incluir durante su procesamiento o su reparación; o dicho de otra forma, pueden ser distribuidas uniformemente en el polímero para las bases para dentaduras o formar una estructura inmersa en la base para dentaduras.<sup>27</sup>

Estudios in vitro aseguran que las fibras de refuerzo empleadas en bases de dentaduras permiten un incremento en sus propiedades mecánicas,<sup>13,27,33,34</sup> además de evitar la propagación de fisuras<sup>21</sup>; por ello algunas marcas comerciales han incorporado fibras de refuerzo, los fabricantes que así lo hacen, nombran a sus productos como de “alto impacto” o de “resistencia al impacto” asegurando que cuentan con mejores propiedades mecánicas,<sup>21</sup> como el caso de Lucitone 199 (Dentsply) que contiene en su formulación fibras plásticas.<sup>31</sup>

El presente estudio se realizó con 3 diferentes fibras de refuerzo:

### **Fibras de Vidrio.**

Las fibras de vidrio se obtienen al hacer fluir vidrio fundido a través de una pieza sumamente resistente que cuenta con diminutos orificios, a dicho elemento se le conoce con el nombre de “espinerette”. Posterior a esta acción, se debe someter a un enfriado; una vez que los hilos solidifican, tienen suficiente flexibilidad para ser usados como fibras.<sup>32</sup>

La fibra de vidrio se empezó a utilizar como refuerzo a mediados de la década de 40's, es buen aislante térmico y soporta altas temperaturas, estas propiedades y el bajo precio de sus materias primas, le han dado popularidad en muchas aplicaciones industriales. Fue hasta 1970 que se empleó en Odontología para reforzar bases de dentaduras.<sup>35</sup>

Esta consiste en una gran cantidad de filamentos que se agrupan para formar hebras o hilos; los hilos están formados aproximadamente entre 50 a 200 filamentos, el diámetro de estos filamentos varía entre 50 y 70 micrómetros.<sup>32,36</sup>



Çökeliler et al.<sup>13</sup> y Narva et al.<sup>27</sup> coinciden que entre varias fibras probadas con el propósito de incrementar las propiedades mecánicas del PMMA, las fibras de vidrio han mostrado los mejores resultados sobretodo en la resistencia al impacto y a la fatiga.

Diversos estudios coinciden en que la mejora en las propiedades mecánicas que mostraron las bases de dentadura reforzadas con fibra de vidrio depende de la unión que estas fibras tienen con el polímero, una unión fuerte en esta interface otorga mejores propiedades al polímero.<sup>18</sup> Es necesario usar técnicas para unir la fibra de vidrio al polímero; el proceso de silanizado cumple con este propósito.<sup>13,20,27,37</sup>

La silanización de la fibra de vidrio modifica su capa superficial, produciendo una superficie rugosa con lo cual se incrementa el área de contacto,<sup>38</sup> además de una modificación química que produce polaridad en la superficie generando una fuerte unión entre la fibra y el PMMA mediante enlaces covalentes.<sup>13,20,37</sup> Esta modificación de su capa superficial tiene además otra importante ventaja según Debnath et al,<sup>37</sup> puesto que las fibras silanizadas muestran una reducción considerable en cuanto a la sorción acuosa en comparación con las fibras de vidrio sin silanizar.<sup>38</sup>

La excelente adhesión de la fibra de vidrio ya silanizada y sus aceptables cualidades estéticas la han hecho la fibra de elección en aplicaciones dentales.<sup>38</sup>

## **Fibras de Polietileno.**

El polietileno fue sintetizado por primera vez por el químico alemán Hans Von Pechmann quien por accidente lo inventó en 1898 mientras calentaba en la estufa diazometano. Cuando sus compañeros Eugen Bamberger y Friedrich Tschirner caracterizaron la sustancia grasosa y blanca que el creó, descubrieron largas cadenas compuestas por  $-CH_2-$  y lo llamaron polimetileno.<sup>36,40</sup>

El 27 de Marzo de 1933 fue sintetizado como lo conocemos hoy en día, por Reginald Gibson y Eric Fawcett en Inglaterra, quienes trabajaban para los Laboratorios ICI. Esto fue logrado aplicando una presión de aproximadamente 1400 bar y una temperatura de 170°C, donde en una autoclave fue obtenido el material de alta viscosidad y color blanquecino que hoy en día se conoce.<sup>39</sup>



La presión requerida para lograr la polimerización del etileno era demasiado alta, por ello es que la investigación sobre catalizadores realizada por el Alemán Karl Ziegler y el italiano Giulio Natta, que dio origen a los catalizadores Ziegler-Natta valió el reconocimiento del premio Nobel en 1963 por su aporte científico a la Química. Con estos catalizadores se logra la polimerización a presión normal.<sup>39</sup>

El polietileno (PE) es químicamente el polímero más simple. Se representa con su unidad repetitiva  $\{CH_2-CH_2\}_n$ . Por su alta producción mundial (aproximadamente 60 millones de toneladas son producidas anualmente alrededor del mundo) es también el más económico, lo que le ha otorgado popularidad. Es químicamente inerte, se obtiene de la polimerización del etileno ( $CH_2=CH_2$ ) del que deriva su nombre.<sup>35,40</sup>

Este polímero puede ser producido por diferentes reacciones de polimerización, y cada una de ellas produce un tipo diferente de polietileno. El polietileno de bajo peso molecular es un polímero de cadena lineal no ramificada, mientras el polietileno de alto peso molecular es un polímero cuya estructura es altamente ramificada, esto le concede características ideales para ser empleado en Odontología como fibra de refuerzo y se caracteriza por:<sup>39</sup>

- Buen aislante térmico.
- Excelente resistencia al impacto.
- Es translúcido.
- Fácil de procesar, incluso por el método de inyección.
- Flexible.
- Baja sorción de agua.

Las fibras de polietileno se han empleado como fibras de refuerzo ya que tienen características estéticas adecuadas, además de una excelente unión con el PMMA.<sup>17</sup>



## Fibras Flock.

Las fibras flock o fibras de rayón son fibras naturales obtenidas a base de celulosa (Figura 3) manufacturada con disulfuro.<sup>41</sup>

Esta fue la primera fibra manufacturada, era vendida como "seda artificial" hasta que en 1924 adoptó el nombre "rayón". Durante los años 30 sólo se fabricaba rayón en forma de hilo, hasta que se descubrió que las fibras rotas que se desechaban en la producción de hilo servían para ser entretejidas.<sup>41</sup>

Las fibras flock se emplean en el Laboratorio de Prótesis Maxilofacial del D.E.P. e I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México, como elemento de caracterización del PMMA en prótesis de tejidos blandos y prótesis oculares por su variedad de colores; el propósito de incluirlo en este estudio fue evaluar si además se le podría considerar una fibra de refuerzo.

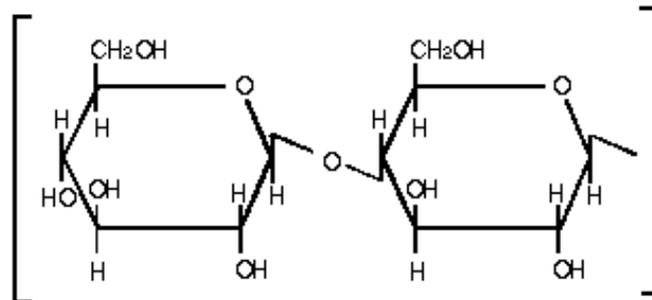


Figura 3. Celulosa.



## **Pruebas Físicas y Mecánicas.**

### **Deflexión Transversa.**

Se encuentra especificada en la Norma No. 12 de la ADA, la cual menciona las pruebas físicas a realizar en las resinas acrílicas para bases de dentaduras.<sup>42</sup> Esta prueba consiste en la medición colectiva de todos los tipos de tensión de manera simultánea. Al evaluar las bases para dentaduras, es esta prueba la que más se utiliza debido a que reproduce mejor el tipo de cargas que tiene que soportar una prótesis en boca. Cuando se aplica la carga, la muestra se arquea; la deformación resultante se manifiesta en la disminución de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tracción). Se genera así, una combinación de cargas compresivas y traccionales que permiten establecer si un determinado producto es aceptable en cuanto a su resistencia y rigidez. También se conoce como resistencia transversal.<sup>1,2,8,9,44</sup>

### **Módulo Elástico.**

Se encuentra especificada en la Norma ISO 1567.<sup>43</sup> En ésta prueba se evalúa la mayor distorsión o deformación elástica que una tensión dada produce en la resina acrílica; es decir, la relación entre la tensión y la deformación dentro de los límites de la elasticidad. Éste valor debe ser bajo para evitar deformaciones en la base de la prótesis puesto que es la medida de la rigidez del material.<sup>2</sup>

### **Resistencia a la Flexión.**

En una base protésica interesan sus propiedades no solo durante su procesamiento sino también durante su funcionamiento en la cavidad bucal,<sup>2</sup> esta prueba, también llamada resistencia transversal o módulo de ruptura, es la manera habitual de evaluar el comportamiento mecánico de las bases de dentaduras.<sup>1</sup>



Para ello se aplica carga a una lámina de resina acrílica apoyada en sus dos extremos, hasta su fractura. En realidad lo que se registra como medida de este comportamiento es la resistencia del material ante la cargas aplicadas en éste punto medio, el resultado se expresa en MPa.<sup>1,2</sup> Se encuentra especificada en la Norma ISO 1567.<sup>43</sup>

### **Porosidad.**

Esta prueba se encuentra especificada en la en la Norma No. 12 de la ADA.<sup>42</sup> y se realiza para evaluar la presencia de poros superficiales o internos que pueden comprometer las propiedades físicas, estéticas o higiénicas en una base de prótesis. Los poros se presentan en las porciones anchas de la base de la prótesis, tales poros pueden resultar de la vaporización del monómero no reaccionado y del polímero de bajo peso molecular, cuando la temperatura de la resina acrílica alcanza o sobrepasa el punto de ebullición o bien de la mezcla inadecuada de polvo y líquido (por un mezclado insuficiente o una incorrecta proporción polvo:líquido). Otra causa de porosidad se debe al procesamiento inadecuado asociado a una insuficiente presión durante el procesado.<sup>1</sup>

La presencia de porosidad en la resina acrílica para bases de dentaduras, aumenta la susceptibilidad a la sorción de agua y representa un riesgo de contaminación microbiana en el interior de la cavidad bucal. Son preferibles los materiales que hagan nula esta posibilidad.<sup>1,2,8,9,44</sup>

De acuerdo a la Norma No. 12 de la ADA.<sup>42</sup> las muestras no deben presentar poros al ser vistas sin aumentos; con el fin de obtener un resultado más exacto y complementar la información, Compagnoni et al.<sup>45</sup> propone en su artículo la prueba de porosidad por pérdida de peso, donde las muestras son colocadas en un desecador y durante varios días son pesadas hasta que mantienen un peso constante. Basados en la diferencia entre el peso inicial, el peso final y los valores de densidad del aire y densidad de la resina acrílica, se puede obtener un porcentaje de porosidad.



## **IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Elegir un material con las propiedades físico-mecánicas adecuadas para restituir la funcionalidad del aparato estomatognático, es el objetivo primordial del Cirujano Dentista. El PMMA es el material rutinariamente usado para la fabricación de bases protésicas y a pesar de sus ventajas son frecuentes las fracturas ocasionadas por la porosidad, la presencia de grietas, la mala adaptación de la prótesis, el mal procesamiento, la mala manipulación del material y las limitaciones propias del PMMA en cuanto a sus propiedades físicas y mecánicas,<sup>20,46-48</sup> lo que conlleva al fracaso clínico, puesto que la reparación de las dentaduras o la fabricación de una nueva es costoso para el paciente y requiere de tiempo,<sup>49</sup> en el cual el paciente tiene que estar sin su prótesis.



## V. JUSTIFICACIÓN

Diversas investigaciones<sup>50-52</sup> afirman que entre el 40 y el 58 % de las prótesis elaboradas con PMMA termopolimerizable se fractura a los pocos años de su fabricación; por ello la importancia de realizar estudios que vayan encaminados a realizar mejoras en uno de los materiales mas empleados en la práctica Odontológica donde cualquier incremento en sus propiedades físicas y mecánicas redundará en una mayor calidad, resistencia y durabilidad de los trabajos protésicos; todo esto sustentado en las investigaciones que se han realizado en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación en la Facultad de Odontología en cuanto a síntesis de polímeros<sup>44</sup> y a la realización de pruebas mecánicas de acuerdo a Normas Internacionales de control de calidad para Materiales Dentales.



---

## VI. HIPÓTESIS

El PMMA Experimental reforzado con fibras de vidrio, el PMMA Experimental reforzado con fibras de polietileno y el PMMA Experimental reforzado con fibras flock, elaborados todos en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación en la Facultad de Odontología, UNAM; mejorará en sus propiedades al PMMA Experimental que no contiene fibras de refuerzo.



## VII. OBJETIVOS

### **Objetivo General.**

Sintetizar PMMA Experimental, incorporarle fibras de refuerzo y evaluar los valores obtenidos en las pruebas de Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad.

### **Objetivos Específicos.**

- 1) Determinar los valores de Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad, de la resina acrílica Experimental elaborada en el Laboratorio de Materiales Dentales, UNAM.
- 2) Incorporar al PMMA Experimental fibras de vidrio, fibras de polietileno y fibras flock en proporción de 1% en peso, y determinar los mismos valores del punto anterior.
- 3) Determinar los valores de Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad, de la resina acrílica comercial Lucitone 199 (Dentsply) con y sin fibras.
- 4) Comparar los resultados obtenidos en cada grupo de estudio y determinar el que muestre mejores propiedades.



## VIII. METODOLOGÍA

### **Tipo de Estudio.**

Experimental, comparativo, observacional y transversal.

### **Población de Estudio.**

Resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras:

- Lucitone 199.
- Lucitone 199 sin fibras.
- PMMA Experimental.
- PMMA Experimental reforzado con fibras de vidrio silanizada.
- PMMA Experimental reforzado con fibras de polietileno.
- PMMA Experimental reforzado con fibras flock.

### **Variables Dependientes.**

- Valores de Deflexión Transversa.
- Valores de Módulo Elástico.
- Valores de Resistencia a la Flexión.
- Valores de Porosidad.

### **Variables Independientes.**

- Resinas acrílicas comerciales.
- Fibras de vidrio silanizadas.
- Fibras de polietileno.
- Fibras flock.



## **Criterios de Inclusión.**

- Resina Experimental sintetizada en suspensión.
- Resina acrílica comercial (Lucitone 199).
- Fibras de vidrio.
- Fibras de polietileno.
- Fibras flock.
- Muestras elaboradas con cada una de las resinas acrílicas que cumplan con las dimensiones especificadas por la Norma No. 12 de la ADA para la prueba de Deflexión Transversa<sup>42</sup> y por la Norma ISO 1567 para la pruebas de Resistencia a la Flexión y Módulo Elástico.<sup>43</sup>
- Muestras elaboradas con cada una de las resinas acrílicas que cumplan con las dimensiones para la prueba de Porosidad por pérdida de peso.<sup>45</sup>

## **Criterios de Exclusión.**

- Todas aquellas muestras de dimensiones diferentes a las especificadas por la Norma No. 12 de la ADA para la prueba de Deflexión Transversa y por la Norma ISO 1567 para la pruebas de Resistencia a la Flexión y Módulo Elástico.
- Todas aquellas muestras de dimensiones diferentes a las especificadas para la prueba de Porosidad.

## **Criterios de Eliminación.**

- Todas las muestras que se fracturen antes de iniciar la prueba.
- Todas aquellas muestras que resulten defectuosas por un inadecuado manejo de los materiales.
- Todas aquellas muestras que resulten defectuosas por un procesamiento inadecuado.



## IX. MATERIALES

### Reactivos.

- Metil Metacrilato (MMA) (Sigma-Aldrich, 99%, Germany)
- Hidróxido de Sodio (NaOH) (J.T. Baker, 98.0%, EUA)
- Peróxido de Benzoilo (Reagent grade, 97%; Sigma-Aldrich, México)
- Grenetina (Knox, Unilever, México)
- Agua desionizada
- Óxido de Hierro ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ )(R-4511 González Cano y Compañía S.A de C.V)
- Dióxido de Titanio ( $\text{TiO}_2$ ) (RF-9400 González Cano y Compañía S.A de C.V)
- Benzofenona (2,2',4,4'-tetrahydroxy-benzophenone) (BZ, 97%; Sigma-Aldrich, México)
- Alcohol etílico (Meyer Van, México)
- Ácido acético (J.T. Baker, 97.0%, EUA)
- Trimetoxisilil propil metacrilato (Sigma, 98%, USA)
- Alcohol metílico (Egon Meyer, México)

### Resinas Acrílicas.

- Lucitone 199 (Dentsply/Trubyte, York, PA, USA)
- PMMA Experimental (Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM)
- PMMA Experimental reforzada con fibra de vidrio (Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM)
- PMMA Experimental reforzada con fibras de polietileno (Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM)
- PMMA Experimental reforzada con fibras flock (Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM)



## **Fibras de Refuerzo.**

- Fibras de vidrio (VVG, Fibras y Resinas de México).
- Fibras de polietileno (Plásticos Sonora, México).
- Fibras flock (Navi Empaques, SA. México).

## **Equipo.**

- Reactor de 1 L con camisa de calentamiento.
- Tapa de reactor con 5 entradas
- Condensador de serpentín
- Anillo metálico
- Varilla de vidrio
- Agitador de acero inoxidable
- Pipeta de 10 mL
- Probeta de plástico
- Mufas de bronce
- Desecador
- Termoagitador

## **Aparatos.**

- Potenciómetro (Oakton, Eutech Instruments, Singapore)
- Estufa Hanau (Hanau Engineering Co. Inc, USA)
- Estufa de temperatura controlada (Felisa, México)
- Balanza Analítica (Ohaus GA200, West Germany)
- Máquina de deflexión transversa (Mecmesin, Horsham, England).
- Microscopio de luz (Ernst Leitz Wetzlar, Germany)
- Horno o Estufa de secado (Felisa, México)



---

## **Materiales.**

- Sílica gel
- Yeso tipo III (MDC, México)
- Separador de yeso-acrílico (Línea Dental Arias, México)
- Lijas de agua No. 100
- Lijas de agua No. 300
- Lijas de agua No. 600

## **Recursos Humanos.**

- Plata Rodríguez María Elizabeth pasante de Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Mtro. Jorge Mario Palma Calero profesor de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dr. Federico Humberto Barceló Santana profesor de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dra. Laura Susana Acosta Torres profesor de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

## **Recursos Físicos.**

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



## X. MÉTODO

### Síntesis de PMMA.

La síntesis de PMMA se realizó mediante la técnica de polimerización en suspensión, se utilizó Peróxido de Benzoilo como iniciador al 0.3 % y Grenetina como agente surfactante.

- a) Se mezclaron en termoagitador los pigmentos en 500 mL de agua durante 30 min. (Figura 4)



**Figura 4.** Mezcla de pigmentos en termoagitador.

- b) Se agregó la mezcla al reactor de 5 entradas (para reactivos, agitador, Nitrógeno, termómetro y condensador) en agitación.
- c) Se añadió Grenetina en atmósfera de Nitrógeno.<sup>44</sup>
- d) Por separado se disolvió Hidróxido de Sodio en 200 mL de agua y Metil Metacrilato (MMA). Se vertió en el reactor y se elevó la temperatura a  $70 \pm 1^\circ\text{C}$ <sup>44</sup>
- e) En termoagitador se mezcló Peróxido de Benzoilo en 100 mL de agua a  $70 \pm 1^\circ\text{C}$  Se colocó en el reactor, ya que ambos se encontraban a la misma temperatura.<sup>44</sup>



- f) La síntesis se mantuvo en agitación a una velocidad constante de 810 rpm. (Figura 5)



**Figura 5.** Motor de agitación con regulador de velocidad a 810 rpm.

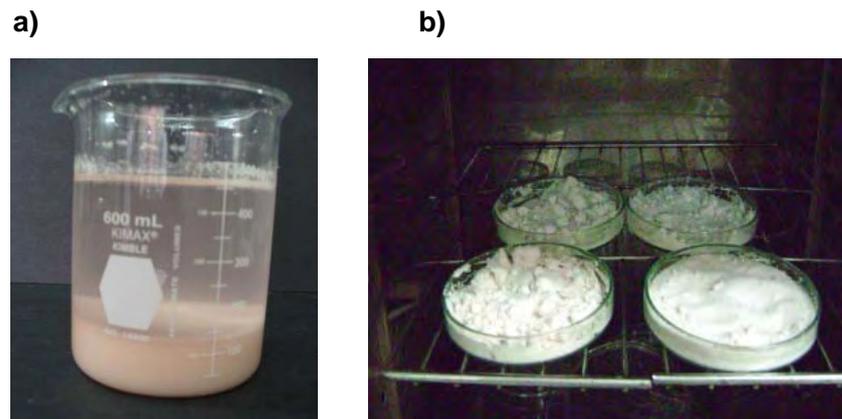
- g) Se mantuvo la reacción durante 150 min a  $70 \pm 1^\circ\text{C}$  (Figura 6)



**Figura 6.** Síntesis de PMMA por suspensión en reactor de 5 entradas.

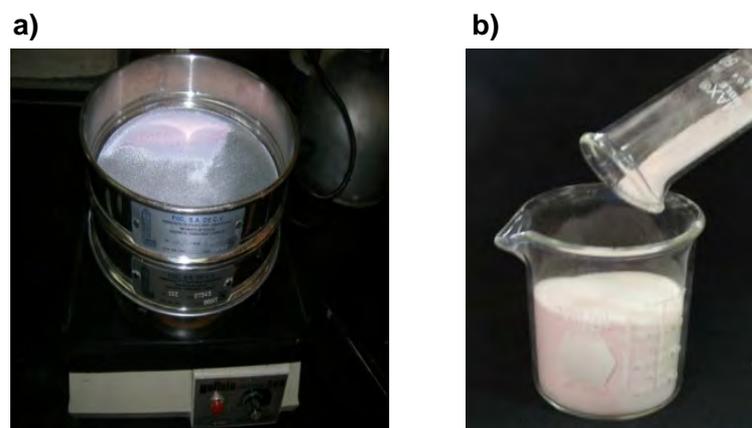


- h) Las partículas obtenidas se lavaron con agua/metanol al 50 % en peso, y se dejaron sedimentar. Se secaron en estufa a  $60 \pm 1^\circ\text{C}$  durante 24 h. (Figura 7)



**Figura 7.** a) Sedimentación de partículas de PMMA. b) Secado en estufa a  $60^\circ\text{C}$

- i) Las partículas se separaron con tamiz malla 100. (Figura 8)



**Figura 8.** a) Polvo separado en tamiz malla 100. b) PMMA Experimental.



## Muestreo.

- Grupo 1: PMMA Experimental.
- Grupo 2: PMMA Experimental con 1 % de fibras de vidrio.
- Grupo 3: PMMA Experimental con 1 % de fibras de polietileno.
- Grupo 4: PMMA Experimental con 1 % de fibras flock.
- Grupo 5: PMMA comercial Lucitone 199.
- Grupo 6: PMMA comercial Lucitone 199 sin fibras.

### Grupo 1: PMMA Experimental.

Se mezclaron 30 mL de PMMA Experimental en 10 mL de MMA y 1 % de Peróxido de Benzoilo. (Figura 9)

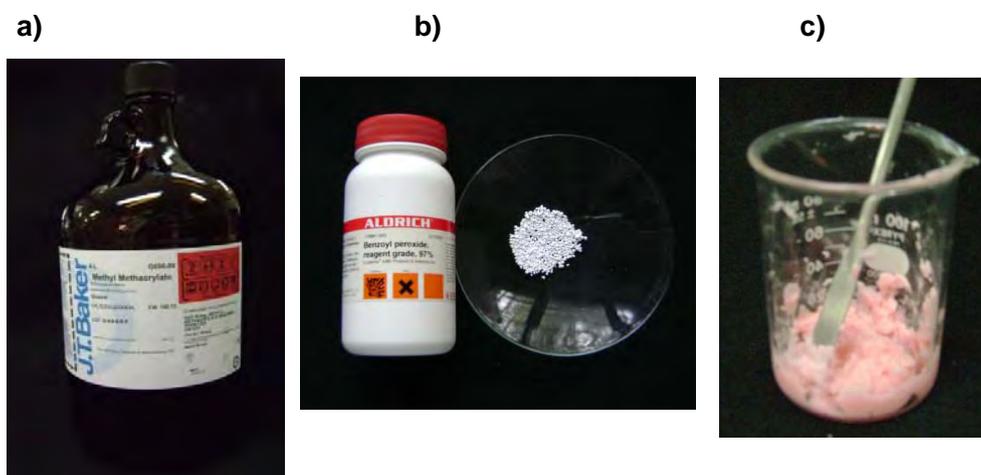


Figura 9. a) MMA. b) Peróxido de Benzoilo. c) Mezcla con PMMA Experimental.



## Grupo 2: PMMA Experimental con Fibras de Vidrio.

### Silanización de Fibras de Vidrio

a) Las fibras de vidrio se cortaron manualmente a 3 mm (Figura 10)

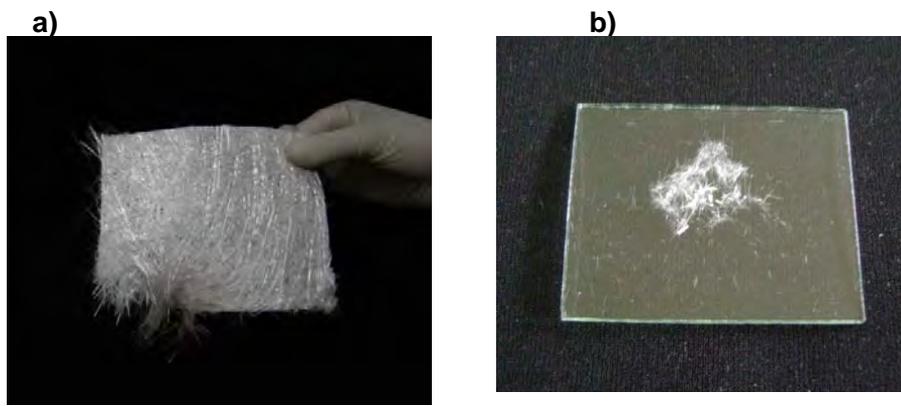


Figura 10. a) Fibra de vidrio. b) Fibra de vidrio cortada a 3 mm.

b) Las fibras de vidrio se silanizaron en una solución al 1 % de  $\gamma$ -metacriloxipropiltrimetoxisilano durante 24 h.<sup>11,12,15,37,48</sup> Se colocaron en la estufa de secado a  $60 \pm 1^\circ\text{C}$  durante 24 h. (Figura 11)

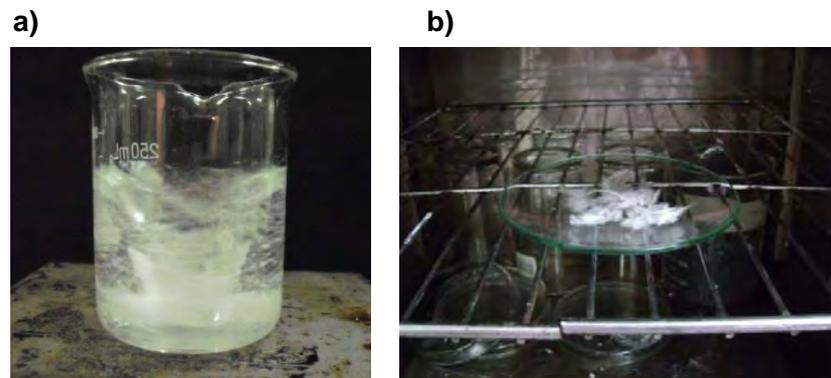


Figura 11. a) Fibra de vidrio en proceso de silanización. b) Fibra de vidrio secada en estufa.



- c) Se incorporó 1 % de fibras de vidrio silanizadas al PMMA Experimental.<sup>17</sup> (Figura 12)
- d) Se mezclaron 30 mL del PMMA Experimental con fibras de vidrio en 10 mL de MMA y 1 % de Peróxido de Benzoilo.



**Figura 12.** PMMA Experimental con 1 % de fibras de vidrio.

### **Grupo 3: PMMA Experimental con Fibras de Polietileno.**

- a) Se incorporó 1 % de fibras de polietileno al PMMA Experimental. (Figura 13)
- b) Se mezclaron 30 mL del PMMA Experimental con fibras de polietileno en 10 mL de MMA y 1 % de Peróxido de Benzoilo.



**Figura 13.** PMMA Experimental con 1 % de fibras de polietileno.



#### **Grupo 4: PMMA Experimental con Fibras Flock.**

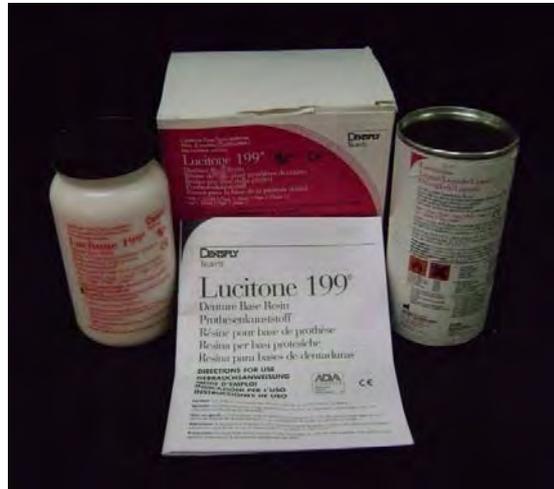
- a) Se incorporó 1 % de fibras flock al PMMA Experimental. (Figura 14)
- b) Se mezclaron 30 mL del PMMA Experimental con fibras flock en 10 mL de MMA y 1 % de Peróxido de Benzoilo.



**Figura 14.** PMMA Experimental con 1 % de fibras flock.

#### **Grupo 5: PMMA Comercial Lucitone 199.**

Se mezclaron 30 mL de polvo Lucitone 199 (Figura 15) con 10 mL de líquido, según las instrucciones del fabricante.<sup>53</sup>



**Figura 15.** Lucitone 199.

### **Grupo 6: PMMA Comercial Lucitone 199 sin Fibras.**

- a) El polvo de Lucitone 199 se tamizó con malla No. 400 para separar las fibras de refuerzo. (Figura 16)

**a)**



**b)**



**Figura 16. a)** Polvo de Lucitone 199 tamizado en malla No. 400. **b)** Fibras separadas.



- b) 30 mL de polvo de Lucitone 199 sin fibras se mezclaron con 10 mL de líquido según las instrucciones del fabricante. (Figura 17)



**Figura 17.** Líquido y polvo de Lucitone 199 sin fibras.

## **Deflexión Transversa.**

Se elaboraron diez muestras de 65 x 10 x 2.5 mm de cada resina acrílica a evaluar.<sup>42,43</sup>

## **Porosidad.**

Cada una de las muestras, después de someterlas a la prueba de Deflexión Transversa, se recortó y ajustó a 30 x 10 x 2.5 mm<sup>44,45</sup>



## Procesado por compresión.

- Para todos los grupos se enmuflaron hacedores con las dimensiones de 65 x 10 x 2.5 mm utilizando yeso tipo III. (Figura 18)

a)



b)



c)



**Figura 18.** a) Material para enmuflado de hacedores. b) Hacedores de muestras enmuflados con yeso tipo III. c) Muflas preparadas.



- Se mezcló el líquido y el polvo de cada resina acrílica, se empacó en las muflas, se prensó y se retiró el excedente de material. (Figura 19)

a)



b)

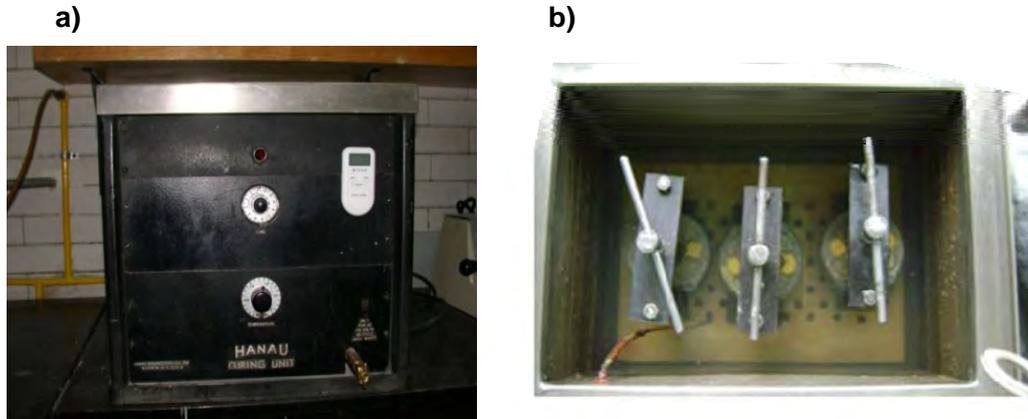


c)



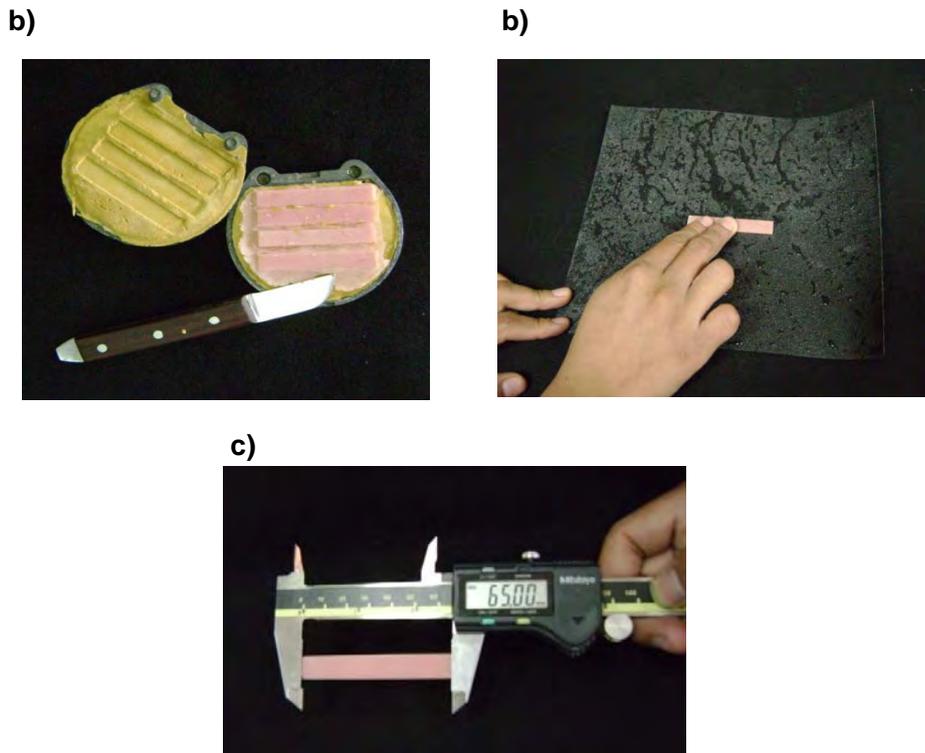
**Figura 19.** a) Material para enmuflado de muestras. b) Empacado de la resina acrílica en la mufla. c) Recortado de excedentes.

- Todos los grupos se polimerizaron durante 90 minutos a  $75 \pm 2^\circ\text{C}$  seguido de 30 minutos en ebullición. (Figura 20) Al término del ciclo de polimerización, las muflas con su prensa se retiraron del agua y se dejaron enfriar 30 minutos a temperatura ambiente y 15 minutos en agua fría a  $4 \pm 1^\circ\text{C}$ <sup>53</sup>



**Figura 20. a)** Estufa Hanau. **b)** Muflas en termopolimerización en baño de agua.

- Las muestras se desgastaron con lijas de agua No. 100, 300 y 600. (Figura 21)



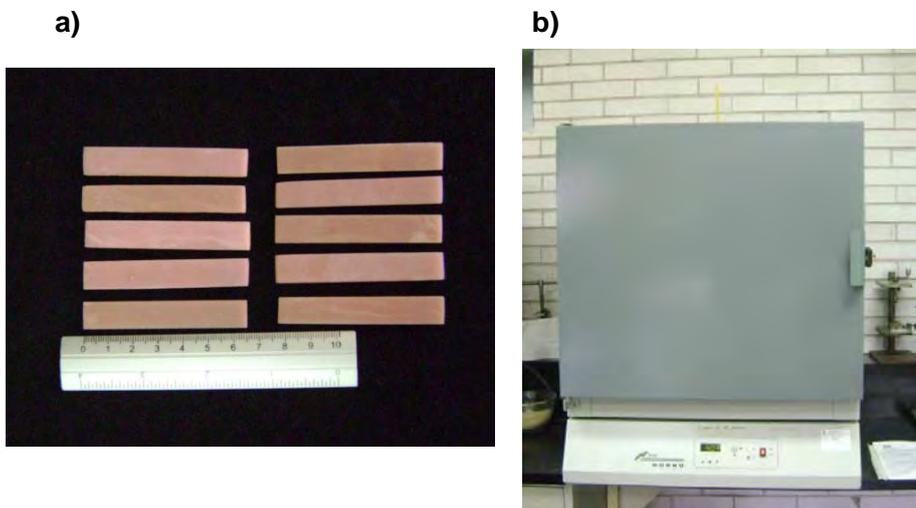
**Figura 21. a)** Muestras retiradas de la mufla. **b)** Recortado de las muestras con lija de agua. **c)** Ajuste a las medidas correctas.



## Pruebas Físico-Mecánicas.

- **Deflexión Transversa.**

Las muestras se colocaron en agua desionizada y se almacenaron a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  durante  $50 \pm 2$  horas (Figura 22) inmediatamente después de ser preparadas.<sup>42</sup>



**Figura 22.** a) Muestras para prueba de Deflexión Transversa; b) Estufa de temperatura controlada.

Se utilizó una celda de carga (Mecmesin) equipada con un instrumento de medición de deflexión con una precisión de 0.01 mm. La punta de aplicación de la carga y los 2 soportes estaban formados por superficies cilíndricas pulidas (diámetro: 3.2 mm), se encontraban paralelos entre sí a lo largo de una longitud de 10 mm. La distancia entre los soportes fue de  $50 \pm 0.025$  mm. La punta de aplicación de la carga se situó a la mitad de los soportes.<sup>42</sup> (Figura 23)



La muestra se mantuvo sumergida en agua durante la prueba. Una carga inicial de 14.71 N fue colocada sobre la muestra. Cada incremento de 4.90 N se agregó a una velocidad constante durante los últimos 30 segundos de cada minuto hasta que se fracturaron las muestras.<sup>42</sup>

La diferencia entre la deflexión en la carga inicial y la carga especificada fue registrada como la deflexión de la muestra y se reportó con una precisión de 0.1 mm<sup>42</sup>

Fórmulas:

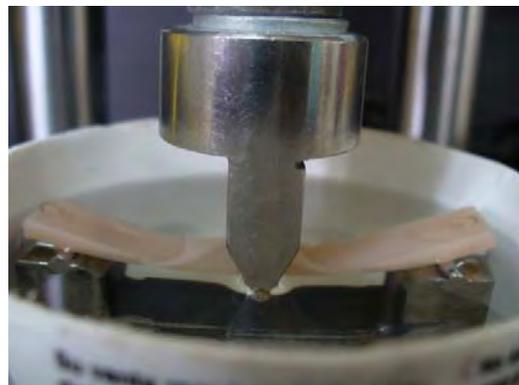
a)  $34 \text{ N} = \text{deflexión a } 34 \text{ N} - \text{deflexión inicial a } 14.71 \text{ N}$

b)  $49 \text{ N} = \text{deflexión a } 49 \text{ N} - \text{deflexión inicial a } 14.71 \text{ N}$

a)



b)



**Figura 23. a)** Celda de carga (Mecmesin); **b)** Muestra sometida a prueba de deflexión.



- **Módulo Elástico.**

El Módulo Elástico (E) se calculó de acuerdo a la siguiente ecuación:<sup>43</sup>

$$E = FL^3 / 4\delta bh^3$$

Donde:

F= carga aplicada en N

$\delta$  = deflexión registrada a 34 N

L = distancia entre los soportes (50 mm)

b = ancho de la muestra (10 mm)

h = espesor de la muestra (2.5 mm)

- **Resistencia a la Flexión.**

La Resistencia a la Flexión (S) se calculó utilizando la ecuación:<sup>43</sup>

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

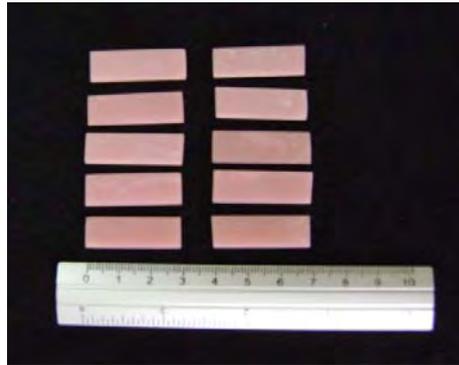
Donde:

P = Carga aplicada en N al momento de la ruptura



- **Porosidad por pérdida de peso.**

Como se mencionó anteriormente las mitades resultantes de la prueba de Deflexión Transversa se recortaron a 30 x 10 x 2.5 mm.<sup>44,45</sup> (Figura 24)



**Figura 24.** Muestras para Porosidad.

Las muestras de cada grupo se pesaron y se registró el valor como peso inicial ( $W_i$ ). Se colocaron en un desecador conteniendo sílica gel y cada 24 h se pesaron diariamente hasta que la diferencia en peso no fue mayor a 0.0005 g. Cuando se obtuvo el peso constante se registró ese valor ( $W_a$ ).<sup>45</sup> (Figura 25)

**a)**



**b)**



**Figura 25.** a) Muestra pesada en balanza analítica. b) Muestras en desecador con sílica gel.



Cada muestra se midió para calcular su volumen ( $V_{sp}$ ).<sup>45</sup> Con la siguiente ecuación se calculó el volumen de porosidad interna de la muestra ( $V_{ip}$ ):<sup>45</sup>

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

Donde:

$W_a$ = muestra pesada en aire (g)

$d_r$ =densidad de la resina acrílica (1.198 g/cm<sup>3</sup>)

$d_a$ = densidad del aire en condiciones de la Ciudad de México (T= 21°C, 585 mmHg) (0.00123 g/cm<sup>3</sup>)

$V_{sp}$ = volumen de la muestra (cm<sup>3</sup>)

$V_{ip}$ = volumen de porosidad interna (cm<sup>3</sup>)

Una vez calculado el volumen de porosidad interna se aplicó la siguiente fórmula para obtener el porcentaje de Porosidad (P) por muestra.<sup>45</sup>

$$\% P = 100 V_{ip} / V_{sp}$$

## **Análisis Estadístico.**

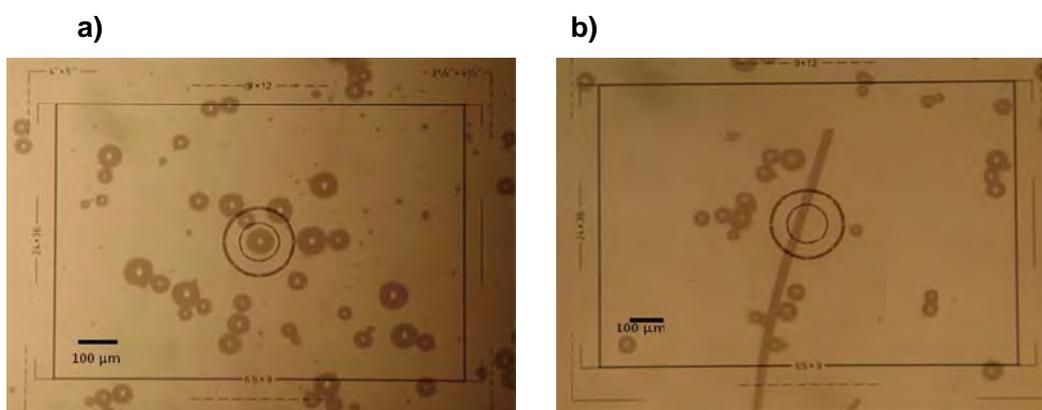
Se aplicó ANOVA de Una Vía (P=0.05) y Tukey Test a los valores obtenidos de las pruebas: Deflexión Transversa, Módulo Elástico, Resistencia a la Flexión y Porosidad.



## XI. RESULTADOS

### PMMA Experimental.

Mediante la técnica de polimerización en suspensión para la síntesis de PMMA se obtuvieron partículas esféricas de bordes bien definidos, similares a las partículas de la resina acrílica comercial Lucitone 199. (Figura 26)



**Figura 26.** Partículas esféricas de PMMA Experimental a 100 X; Partículas de Lucitone 199 a 100 X.

El tiempo para alcanzar la plasticidad de empaque de Lucitone 199 fue de  $10 \pm 2$  min mientras que en la resina acrílica Experimental fue de  $12 \pm 2$  min.

Al preparar las muestras se observó el color del PMMA Experimental y el tono resultante fue muy similar a los colores que se manejan comercialmente para bases de dentaduras. En la Figura 27 se observa una muestra de PMMA Experimental comparada con colorímetro Zeyco (Zeyco Dental, Colombia) cuyo color es muy similar al tono JV.



**Figura 27.** Muestra de PMMA Experimental comparada con colorímetro de resinas acrílicas comerciales.

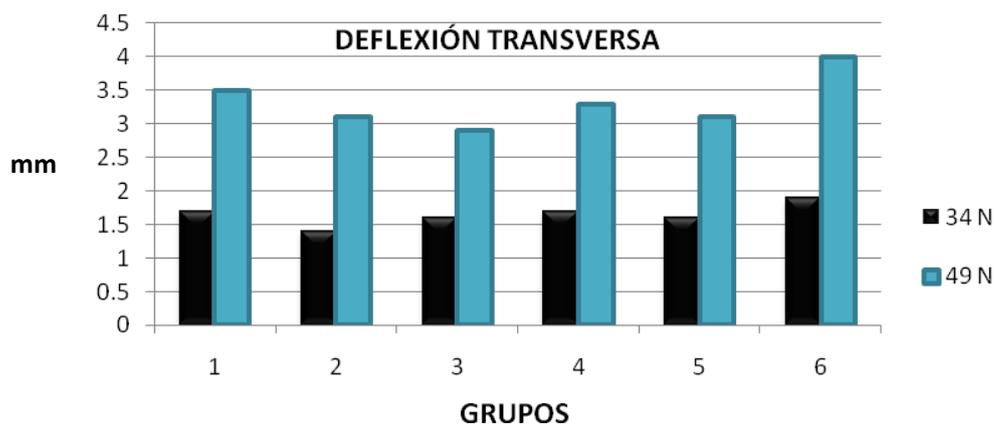


## Deflexión Transversa.

Tanto en la Tabla 1 como en la Figura 28 se pueden comparar los valores de los 6 grupos en la prueba de Deflexión Transversa. La Norma No. 12 de la ADA especifica que al aplicarles 34 N las muestras no deben deflexionarse más de 2.5 mm y al aplicarles 49 N el rango de deflexión debe situarse entre los 2 y los 5.5 mm. Resulta importante destacar que todos los grupos cumplen con los valores requeridos.

**Tabla 1.** Valores promedio y desviación estándar de la prueba de Deflexión Transversa a 34 y 49 N.

GRUPOS	DEFLEXIÓN TRANSVERSA			
	CARGA 34 N		CARGA 49 N	
	Promedio (mm)	DS	Promedio (mm)	DS
1. PMMA Experimental	1.7	0.3	3.5	0.3
2. PMMA Experimental + 1 % de fibras de vidrio	1.4	0.4	3.1	0.3
3. PMMA Experimental + 1 % de fibras de polietileno	1.6	0.3	2.9	0.2
4. PMMA Experimental + 1 % de fibras flock	1.7	0.3	3.3	0.4
5. Lucitone 199	1.6	0.3	3.1	0.3
6. Lucitone 199 sin fibras	1.9	0.3	4.0	0.4



**Figura 23.** Gráfica de valores de Deflexión Trasversa a 34 y 49 N



## Modulo Elástico y Resistencia a la Flexión.

Los resultados obtenidos en las pruebas de Módulo Elástico y Resistencia a la Flexión se muestran en la Tabla 2. La Norma ISO 1567 establece que el valor mínimo para la prueba de Módulo Elástico es de 2 GPa siendo Lucitone 199 sin fibras el único grupo que no alcanzó dicho valor. Así mismo, indica que el valor mínimo en la prueba de Resistencia a la Flexión es de 65 MPa siendo nuevamente Lucitone 199 sin fibras el único grupo en no alcanzar el valor mínimo requerido.

**Tabla 2.** Valores promedio y desviación estándar de Módulo Elástico y Resistencia a la Flexión.

GRUPOS	E (GPa)		S (MPa)	
	Promedio	DS	Promedio	DS
1. PMMA Experimental	2.2	0.2	73.6	0.3
2. PMMA Experimental + 1 % de fibras de vidrio	2.6	0.3	79.2	0.4
3. PMMA Experimental + 1 % de fibras de polietileno	2.5	0.3	76.4	0.3
4. PMMA Experimental + 1 % de fibras flock	2.4	0.2	76.4	0.3
5. Lucitone 199	2.5	0.2	78.2	0.2
6. Lucitone 199 sin fibras	1.9	0.1	63.5	0.3



## Porosidad por Pérdida de Peso.

Las muestras de todos los grupos tardaron en el desecador  $8 \pm 1$  días para alcanzar un peso constante con excepción de las muestras del Grupo 4 (PMMA Experimental + 1 % fibras flock) que tardaron  $10 \pm 1$  días. Los valores de la prueba de Porosidad por pérdida de peso se concentran en la Tabla 3.

**Tabla 3.** Valores promedio y desviación estándar de la prueba de Porosidad

GRUPOS	POROSIDAD (%)	
	PROMEDIO	DS
1. PMMA Experimental	4.4	0.5
2. PMMA Experimental + 1 % de fibras de vidrio	4.2	0.7
3. PMMA Experimental + 1 % de fibras de polietileno	3.9	0.5
4. PMMA Experimental + 1 % de fibras flock	4.6	0.8
5. Lucitone 199	6.8	1.0
6. Lucitone 199 sin fibras	6.7	0.8



## XII. DISCUSIÓN

La síntesis de PMMA se realizó mediante técnica de polimerización en suspensión siguiendo las proporciones que reportó Acosta-Torres et al.<sup>44</sup> Se agregaron además dióxido de titanio ( $\text{TiO}_2$ ) y Óxido de Hierro ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) como pigmentos y benzofenona como fijador. Se utilizó grenetina como agente de suspensión y se aumentó la velocidad de agitación a 810 rpm en comparación con las 600 rpm reportadas, con el fin de disminuir el tamaño de la partícula.

Se optó por utilizar Lucitone 199 como la resina acrílica de alto impacto a evaluar, en base a los estudios de Machado et al<sup>26</sup>, Yunus et al<sup>34</sup> y Dixon et al<sup>54</sup>; pues todos ellos concluyeron que en comparación con otras resinas acrílicas comerciales, Lucitone 199 obtuvo resultados significativamente superiores en sus propiedades mecánicas.

La incorporación de fibras de refuerzo al PMMA Experimental se realizó al 1 % en relación al peso, siguiendo la misma proporción del contenido de fibras de Lucitone 199 para poder así realizar una comparación mas objetiva entre los grupos, ya que está bien documentado que la mejora en las propiedades mecánicas del PMMA se encuentra directamente relacionada con la cantidad de fibras empleadas<sup>18,55</sup>

Otro factor importante a considerar es el método de incorporación de las fibras al polímero, con la finalidad de facilitar el procesamiento, incrementar el mojamiento de las fibras minimizando la porosidad interna<sup>17,56</sup> y simular las mismas características de la resina acrílica comercial, en cada grupo se incorporaron las fibras en el polvo, para después éste ser mezclado con el monómero, tal como lo recomienda Franklin et al<sup>47</sup>. Las fibras de polietileno se incorporaron y distribuyeron en el polvo Experimental con mucha facilidad, mientras que las fibras de vidrio presentaron dificultad durante este procedimiento puesto que se volvían a unir entre ellas durante el mezclado.

Todos los grupos se procesaron por compresión, mediante la técnica de baño de agua y se polimerizaron según las especificaciones de Lucitone 199,<sup>53</sup> unificando una vez más factores que pudieran modificar los resultados;<sup>57</sup> por otra parte, Sedda et al<sup>58</sup> considera a éste procesado como el idóneo para polimerizar bases de dentaduras.



En la prueba de Deflexión Transversa el Grupo 2 (PMMA Experimental + 1 % fibras de vidrio) obtuvo los mejores resultados. La mayoría de la literatura revisada considera que las fibras de vidrio son la mejor opción en cuanto a fibras de refuerzo por mostrar mejor comportamiento mecánico ante esta prueba<sup>13,18,21,38</sup>

En la prueba de Módulo Elástico los mejores resultados los obtuvo nuevamente el Grupo 2 (PMMA Experimental + 1 % fibras de vidrio) y éstos valores coinciden con los obtenidos por Karacaer et al<sup>18</sup> cuando incorporó fibras de vidrio en proporciones y longitudes similares a una resina acrílica comercial, sin embargo el mismo grupo obtuvo un resultado superior en la prueba de Resistencia a la Flexión comparado con el presente estudio.

El Grupo 3 (PMMA Experimental + 1 % fibras de polietileno) muestra en todas las pruebas mecánicas resultados muy similares al Grupo 5 (Lucitone 199), esto se debe muy probablemente a la similitud química entre las fibras<sup>31</sup>

El comportamiento del Grupo 5 (Lucitone 199) en la prueba de Resistencia a la Flexión es comparable con los resultados obtenidos por Díaz et al<sup>21</sup>

En la prueba de Porosidad por pérdida de peso, el mejor comportamiento lo presentó el Grupo 3 (PMMA Experimental + 1 % fibras de polietileno). Mientras la mayor Porosidad la presentó Lucitone 199 con y sin fibras.

El Grupo 4 (PMMA Experimental + 1 % fibras flock) mostró ligeras mejoras en comparación con el comportamiento del PMMA Experimental, aunque su principal utilidad en el Laboratorio de Prótesis Maxilofacial del D.E.P. e I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México es el de caracterizador en prótesis de tejidos blandos y en prótesis oculares.

Alander et al,<sup>59</sup> Karacaer et al<sup>18</sup> y Çökeliler et al<sup>13</sup> coinciden en que no siempre es posible hacer una comparación entre diferentes fibras de refuerzo debido a que existen variaciones entre el tamaño de las fibras, el mojamiento de la superficie de la fibra y la distribución que éstas tienen en el PMMA con relación a la dirección de la carga, haciendo que los resultados sean sumamente variables. Sin embargo el presente estudio trata de aportar una mejor comprensión sobre el comportamiento de las fibras de refuerzo.

A pesar de existir diversas investigaciones in vitro sobre los acrílicos comerciales con fibras de refuerzo falta información por parte de los fabricantes y sería de mucha utilidad realizar también protocolos clínicos para comparar la información, tal como lo menciona Hedzelek et al.<sup>55</sup>



### **XIII. CONCLUSIONES**

- El PMMA Experimental elaborado en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM obtuvo resultados satisfactorios en todas las pruebas.
- La Deflexión Transversa, el Módulo Elástico y la Resistencia a la Flexión del PMMA Experimental aumentan al agregar fibras de vidrio y de polietileno.
- Las propiedades de Lucitone 199 disminuyen considerablemente al eliminarle las fibras de refuerzo que contiene en su formulación.
- Las fibras flock mejoran únicamente los valores de Resistencia a la Flexión del PMMA Experimental.
- El mejor resultado en la prueba de Porosidad lo obtiene el PMMA Experimental con fibras de polietileno.
- En color y apariencia las muestras de PMMA Experimental con fibras de polietileno son las que muestran mayor similitud con Lucitone 199.
- Por su facilidad de manipulación, resultados obtenidos en las pruebas realizadas y estética, se puede concluir que las fibras de polietileno son la mejor opción como fibras de refuerzo en resinas acrílicas para bases de dentaduras.



## XIV. REFERENCIAS

1. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9<sup>th</sup> ed. Philadelphia, PA: W. B. Saunders;1991. p. 161-177.
2. Craig RG, Peyton FA. Restoration Dental Materials. 9<sup>th</sup> ed. St. Louis, MO: C. V. Mosby;1993. p. 127-31, 500-10.
3. Ozawa DJY. Prostodoncia Total. 5<sup>a</sup> ed. México: UNAM, Facultad de Odontología;1984. p. 40-52.
4. Cowie JMG, Arrighi V. Polymers: Chemistry and Physics of Modern Materials. 3<sup>a</sup> ed. Reino Unido: CRC Press;1993. p. 12-32.
5. Barceló SFH, Palma CJM. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. 2<sup>a</sup> ed. México: Editorial Trillas;2004. p. 223-32.
6. Winkler S. The History of Resins in Dentistry. 3<sup>a</sup> ed. North America: Editorial Sanders;1975. p. 32-61.
7. Reisbick MH, Gardner AF. Materiales Dentales en Odontología Clínica. 18<sup>th</sup> ed. México: Editorial El Manual Moderno;1985. p. 285-99.
8. Vega J. Polímeros Acrílicos en Odontología, Materiales Dentales en Odontología. 1<sup>a</sup> ed. México: Ediciones Avances Médico Dentales;1996. p. 273-90.
9. Combe EC. Materiales Poliméricos para Bases de Prótesis. Materiales Dentales. 18<sup>th</sup> ed. Barcelona, España: Editorial Labor;1990. p. 245-56.
10. Katia KN, Lippo VL, Pekka KV. The Static Strength and Modulus of Fiber Reinforced Denture Base Polymer. Dent Mat 2005;21:421-8.
11. Williams DF, Cunningham L. Materiales en la Odontología Clínica. 1<sup>a</sup> ed. Buenos Aires, Argentina: Editorial Mundi;1979. p. 299-323.



12. Wieslaw H, Przemyslaw G. Mechanical Strength of an Acrylic Resin Palatal Denture Base Reinforced with a Mesh or Bundle of Glass Fibers. *Int J Prosthodont* 2007;20:311-3.
13. Çökeliler D, Erkut S, Zemek J, Biederman H, Mutlu M. Modification of Glass Fibers to Improve Reinforcement: A Plasma Polymerization Technique. *Dent Mat* 2007;23:335-42.
14. Mallick PK, *Fiber Reinforcing Composites*. 2<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Marcel Dekker, Inc;1993. p. 12-36.
15. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldber AJ. *Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry*. 1<sup>a</sup> ed. Illinois: Quintessence Books;1993. p. 12-36.
16. Yazdanie M. Carbon Fiber Acrylic Resin Composite: an Investigation of Transverse Strength. *J Prosthet Dent* 1985;54:543-7.
17. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural Properties of Denture Base Polymers Reinforced with a Glass Cloth – Urethane Polymer Composite. *Dent Mat* 2004;20:709-16.
18. Karacaer O, Polat TN. The Effect of Length and Concentration of Glass Fibers on the Mechanical Properties of an Injection- and Compression- Molded Denture Base Polymer. *J Prosthet Dent* 2003;90-4:385-93.
19. Tezvergil A, Lippo VJ. The Effect or Fiber Orientation on the Thermal Expansion Coefficients of Fiber Reinforcing Composites. *Dent Mat* 2003;19:471-7.
20. Faot F, Almeida CM. Impact Strength and Fracture Morphology of Denture Acrylic Resins. *J Prosthet Dent* 2006;96:367-73.
21. Diaz AAM, Vargas MA. Flexural and Fatigue Strengths of Denture Base Resin. *J Prosthet Dent* 2008;100:46-51.
22. Guzmán A. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. 3<sup>a</sup> ed. Bogotá, Colombia: Cat Editores;1990. p. 170-80.



23. Winkler S. *Prostodoncia Total*. 3ª ed. México: Editorial Limusa;1993. p. 437-46.
24. <http://www.textoscientificos.com/polimeros/polimerización>
25. Malcom PS. *Polymer Chemistry An Introduction*. 2ª ed. Oxford: CRC Press;1990. p. 72-90.
26. Machado C, Sanchez E, Shereen SA. Comparative Study of the Transverse Strength of Three Denture Base Materials. *J Dent* 2007;35:930-3.
27. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The Static Strength and Modulus of Fiber Reinforced Denture Base Polymer. *Dent Mat* 2005;21:421-8.
28. Liza AI, Yunus N. Hardness, Flexural Strength, and Flexural Modulus Comparisons of Three Differently Cured Denture Base Systems. *J Prosthodont* 2008;17:545-9.
29. Jagger A, Harrison A. The Effect of the Addition of Poly(methyl methacrylate) Fibers on Some Properties of High Strength Heat-Cured Acrylic Resin Denture Base Material. *J Oral Rehab* 2003;30:231-5.
30. Goldberg AJ, Burstone CJ. The Use of Continuous Fiber Reinforcement in Dentistry. *Dent Mat* 1992;8:197-202.
31. Rached RN, Powers JM. Repair Strength of Autopolymerizing, Microwave, and Conventional Heat-polymerized Acrylic Resins. *J Prosthet Dent* 2004;92:79-82.
32. Mohr GJ. *Manual de Tecnología e Ingeniería de Plásticos Reforzados*. 1ª ed. Madrid: Editorial El Manual Moderno;1976. p. 64-89.
33. Zappini G, Kammann A. Comparison of Fracture Test of Denture Base Materials. *J Prosthet Dent* 2003;90:578-85.
34. Yunnus N, Rashid AA. Some Flexural Properties of a Nylon Denture Base Polymer. *J Oral Rehab* 2005;32:65-71.



35. Ganga R, Hota VS. Reinforced Design with FRP Composites. 2<sup>a</sup> ed. Florida: Editorial CRC;2007. p. 16-28.
36. Ledesma SA. Atlas de Materiales Compuestos de Última Generación. 1<sup>a</sup> ed. México: Editorial Prado;2007. p. 174-96.
37. Debnath S, Wunder SL. Silane Treatment Effects on Glass/Resin Interfacial Shear Strengths. Dent Mat 2003;19:441-8.
38. Lassila LV, Nohrström T, Valliuttu PK. The Influence of Short-Term Water Storage on the Flexural Properties of Unidirectional Glass Fiber-Reinforced Composites. Biomaterials 2002;23:222-9.
39. Mohanty AK, Misra M, Drzal LT. Natural Fibers, Biopolymers, and Biocomposites. 3<sup>a</sup> ed. FL, USA: Editorial Taylor & Francis;2005. p. 45-62.
40. Chawla KK. Fibrous Materials. 2<sup>a</sup> ed. New York: Cambridge University;1997. p. 16-34.
41. Kadohph SJ, Langford AL. Textiles . 9<sup>a</sup> ed. Upper Saddle River, New Jersey: Editorial Prentice Hall;2003. p. 12-18.
42. Revised American Dental Association Specification No, 12 for Denture Base Polymers. Reports of Councils and Boreaus/ JADA, 1975;90, February;451-458.
43. ISO 1567. Dentistry—Denture Base Organization for Standardization; 1999.
44. Acosta-Torres LS, Barceló-Santana FH, Álvarez-Gayosso CA. Synthesis and Characterization of Poly(methyl methacrylate) Polymerized by Microwave Energy or Conventional Water Bath. J Appl Polym Sci 2008;109:3953-60.
45. Compagnoni MA, Barbosa DB, Sauza RF. The Effect of Polymerization Cycles on Porosity to Microwave-processed Denture Base Resin. J Prosthet Dent 2004;91:281-5.
46. Vergani CE, Seo RS. Flexural Strength of Autopolymerizing Denture Reline Resins with Microwave Postpolymerization Treatment. J Prosthet Dent 2005;93:577-83.



47. Franklin P, Wood DJ, Bubb NL. Reinforcement of Poly (methyl methacrylate) Denture Base With Glass Flake. *Dent Mat* 2005;21:365-70.
48. Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of Glass Fiber Reinforcement on the Flexural Strength of Different Denture Base Resins. *Quint Int* 2002;33:457-63.
49. Sarac YS, Kulunk T. The Effect of Chemical Surface Treatments of Different Denture Base Resins on the Shear Bond Strength of Denture Repair. *J Prosthet Dent* 2005;94-3:259-66.
50. Johnston EP, Nicholls JI, Smith DE. Flexural Fatigue of 10 Commonly Used Denture Base Resins. *J Prosthet Dent* 1981;46-3:478-83.
51. Kim SH, Watts DC. The Effect of Reinforcement with Woven E-glass Fibers on the Impact Strength of Complete Dentures Fabricated with High-impact Acrylic Resins. *J Prosthet Dent* 2004;91-3:274-80.
52. Jokstad A, Gökçe M. A Systematic Review of the Scientific Documentation of Fixed Partial Dentures Made from Fiber-Reinforced Polymer to Replace Missing Teeth. *Int J Prosth* 2005;18:489-96.
53. Lucitone 199 Denture Base Resin, Dentsply Trubyte. Directions for use.
54. Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The Transverse Strengths of Three Denture Base Resins Reinforced with Polyethylene Fibers. *J Prosthet Dent* 1992;67:417-9.
55. Hedzelek W, Gajdus P. Mechanical Strength of an Acrylic Resin Palatal Denture Base Reinforced with a Mesh or Bundle of Glass Fibers. *Int J Prosthodont* 2007;20:311-3.
56. Vallitu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of Water Storage on the Flexural Properties of E-Glass and Silica Fiber Acrylic Resin Composite. *Int J Prosthodont* 1998;11-4:340-50.
57. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural Strength and Moduli of Hipoallergenic Denture Base Materials. *J Prosthet Dent* 2005;93-4:372-7.



- 
58. Sedda M, Borracchini A, Monticelli CG, Ferrari M. Influence of the Polymerization Cycle on the Flexural Strength of Four Different PMMA-Based Heat-Polymerized Denture Base Resins. *Int Dent Soth Afr* 2007;8:20-6.
  59. Alander P, Lassila LVJ, Vallitu PK. The Span Length and Cross- Sectional Design Affect Values of Strength. *Dent Mat* 2005;21:347-53.