



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE FLEXIÓN
DE DOS RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE
DENTADURAS SOMETIDAS A DIFERENTES
TEMPERATURAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

CÉSAR CORTÉS SERVÍN

TUTOR: C.D. ALEJANDRO SANTOS ESPINOZA

ASESORES: C.D. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES
DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA



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.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE FLEXIÓN
DE DOS RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE
DENTADURAS SOMETIDAS A DIFERENTES
TEMPERATURAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

CÉSAR CORTÉS SERVÍN

TUTOR: C.D. ALEJANDRO SANTOS ESPINOZA

ASESORES: C.D. LAURA SUSANA ACOSTA TORRES
DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como una oportunidad para penetrar en el bello y maravilloso mundo del saber.

ALBERT EINSTEIN

DEDICATORIAS:

A las mejores personas que he conocido: Mi Familia.

A mi padres Pedro Cortés Zamora y Eloisa Servín Pérez por todo tu su esfuerzo, por ofrecerme la gran oportunidad de llegar a una de mis tantas metas forjadas con su gran apoyo, por todo su amor y dedicación por buscar mi bienestar, por ser mi pilar, por cada palabra de aliento en el ascenso a la cima, por esmerarse todos los días en darme lo mejor, no hay mejor orgullo que el ser su hijo.

A mis hermanos Oscar y Janet Corté Servín por siempre estar siempre a mi lado apoyándome y ayudándome incondicionalmente mil gracias.

Quiero que sepan que sin ustedes jamás lo hubiera conseguido los admiro y los amo

A mi familia y amigos que algún día fueron mis pacientes y confiaron plenamente en mi.

A mis amigos Aida Díaz Lara, Janet Almaraz Hernández, Nayeli Chávez Rodríguez, Adriana Rizo Garín, Ángel Cleto Chavez, Karina López Gazcón.

A mis amigos Said, Selene, Hector, Ulises, Patsy, Liliana, Eduardo, Verónica, Inyacid, Cynthia, Diana, Emma, Nancy, Aida, Alejandro, Sofia, Isabel, Berenice, Emmanuel, Antonio, Jorge, Alejandra, Liliana, a cada uno los llevo presentes, siempre serán parte de mi vida y de lo que soy en este momento.

César Cortés Servín

Agradecimientos:

Un especial agradecimiento al C.D. Alejandro Santos Espinoza, a la C.D. Laura Susana Torres y al Dr. Federico Humberto Barceló Santana quienes proporcionaron tanto los recursos académicos como técnicos para la realización de este proyecto y agradecer las facilidades para realizar las pruebas para esta investigación en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad Universitaria.

A la Mtra. Paulina Ramirez Ortega, al Mtro. Victor Moreno Maldonado, al Mtro. Carlos Morales Zavala por su participación en la revisión de este proyecto.

INDICE

Resumen	1
Introducción	2
Marco Teórico	3
Antecedentes	21
Planteamiento del problema	29
Justificación	30
Hipótesis	31
Objetivos	
• Objetivo general	32
• Objetivo específico	32
Metodología	
1. Diseño de la Investigación	33
2. Equipo y Material	35
3. Recursos Humanos	36
4. Muestreo	37
5. Método	37
Resultados	44
Discusión	50
Conclusiones	52
Referencias	54

Resumen

Los individuos portadores de dentaduras acrílicas al comer alimentos fríos o calientes producen en las prótesis cambios térmicos entre 4 y 55°C y posteriormente regresan a la temperatura corporal de 36°C, afectando sus propiedades físicas.

El objetivo de este estudio fue conocer la influencia de la alta y baja temperatura en las resinas acrílicas para base de dentaduras al ser sometidas a cambios térmicos. Durante la pruebas se evaluó deflexión transversa, módulo elástico y resistencia a la fractura de Lucitone 199 (Lu199) y ProBase Hot (PBH) sometidas a 55, 37 y 5 ± 1°C.

La prueba de deflexión transversa se realizó de acuerdo a la Norma No. 12 de la A.D.A. Los valores de deflexión a 34 y 49 N y el valor al fracturarse cada muestra determinaron la resistencia a la fractura. El módulo elástico se calculó con: $E = FL^3 / 4dbh^3$.

En la prueba de deflexión transversa no existió diferencia significativa en los grupos al aplicar cargas de 34 y 49 N, sin embargo a 55 ± 1°C la resina PBH presentó el menor valor (1.46 mm); a 37 ± 1°C la resina Lu199 mostró el menor valor (1.40 mm) mientras que a 5 ± 1°C las muestras de PBH obtuvieron el menor valor (2.09 mm).

En módulo elástico, PBH a 5 ± 1°C presentó el mayor valor (4.41 GPa) y Lu199 a 55 ± 1°C el menor (1.76 GPa).

En resistencia a la fractura: PBH a 55 ± 1°C tuvo el valor mayor (8.28 mm) y PBH a 5 ± 1°C el menor (5.74 mm); PBH a 5 ± 1°C tuvo el valor mayor (96.0 N) y PBH a 55 ± 1°C el menor (59.3N).

Conclusión: someter las resinas acrílicas a temperatura de 55°C produce mayor flexibilidad de los materiales para base de dentaduras provocando desventajas en las propiedades físicas.

Introducción

Es importante conocer las características de los materiales que se utilizan en el laboratorio dental para poder manipularlos de forma adecuada y obtener productos con adecuadas propiedades físicas.

El poli(metil metacrilato) (PMMA) es el material más utilizado en la elaboración de bases para dentaduras, por su manipulación, biocompatibilidad, y buena estética.⁽¹⁻³⁾

Dentro del medio oral se dan cambios entre bajas y altas temperaturas en la alimentación cotidiana de pacientes portadores de dentaduras como lo es la ingesta de alimentos fríos y calientes; lo cual altera las propiedades físicas de los acrílicos, pudiendo afectar la estabilidad dimensional y retención de las dentaduras.⁽⁴⁾

Diversos estudios reportan alteración de las propiedades físicas de los acrílicos en relación a la resistencia a la flexión, sin embargo en cuanto al módulo de elasticidad y resistencia a la fractura existen pocos reportes.^(5,6)

Saber en qué medida la temperatura alta o baja modifica o altera las propiedades físicas de los acrílicos utilizados para la fabricación de bases de dentaduras ayudará a que el Cirujano Dentista pueda orientar a sus pacientes sobre el efecto que las temperaturas de los alimentos que consumen puedan tener sobre las prótesis totales.

Marco Teórico

Dentro de la formación del Cirujano Dentista, es responsabilidad del mismo conocer las características de los materiales que se utilizan en el laboratorio dental, así como las especificaciones del fabricante de las resinas acrílicas las cuales han sido sometidas a diversas y estrictas pruebas clínicas que respaldan la confiabilidad del material.

No obstante el profesionalista delega el procedimiento del procesado de la prótesis a los técnicos dentales, los cuales la mayoría de las veces manejan estos materiales sin cumplir con las indicaciones especificadas por los fabricantes, disminuyendo o alterando las propiedades de los materiales en cuestión.

Las resinas acrílicas fueron desarrolladas en 1937 y usadas en Odontología en a partir de 1940, como bases para prótesis totales. La resina acrílica originalmente es clara e incolora, pero puede teñirse con facilidad, lo que la hace idónea para que se le den los colores y tonos de las estructuras de la boca, como dientes o encía.⁽¹⁾

1. Polímeros

Los polímeros derivan su nombre de poli-muchos, mero-miembro. Es decir una molécula compuesta de muchas unidades estructurales.

Las moléculas sencillas o unidades estructurales sueltas conforman el monómero. Este monómero con millares de unidades estructurales en el proceso de polimerización integrará una macro molécula compuesta de miles de unidades estructurales unidas entre sí formando cadenas. Estas unidades estructurales están unidas entre sí por enlaces covalentes.

Para que una macromolécula sea considerada como tal debe poseer peso molecular por encima de 5000 *Mn*. Entre más alto sea este valor, mejores propiedades tendrá el polímero.⁽⁷⁾

Las características más importantes de los polímeros son que el peso molecular de las macromoléculas no es constante, presenta un gran margen de variabilidad, y su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas.⁽⁸⁾

Las propiedades físicas reciben gran influencia de los cambios de temperatura, composición o peso molecular y estructura de los materiales. A menor peso molecular del polímero, menor es la temperatura de ablandamiento.

A medida que se forman las macromoléculas aumentan las uniones secundarias o fuerza intermolecular que las mantiene juntas. El resultado es que también aumentan las propiedades que se vinculan con estas fuerzas, como temperatura de ablandamiento y resistencia a la tensión.

Las cadenas laterales en la molécula del monómero, por lo general, producen una resina más débil, con temperatura de ablandamiento más baja en comparación con las propiedades similares de un polímero cuya estructura de cadena es rectilínea. Pero si las cadenas son de unión cruzada, aumenta la resistencia.

En una situación ideal, la polimerización debería producir macromoléculas lineales, en la práctica rara vez se dan cadenas moleculares exclusivamente lineales. En ocasiones, las unidades estructurales de los polímeros se conectan entre sí para formar un polímero ramificado o entrecruzado. Los entrecruzamientos son conexiones permanentes entre las cadenas. Un material polimérico con muchos entrecruzamientos puede estar formado por una única o por varias moléculas gigantes.⁽⁸⁾

2. Polimerización

Es necesario el conocimiento básico del proceso de polimerización para entender por completo el uso, la aplicación y el cuidado de las resinas acrílicas. Su uso en el consultorio y en el laboratorio es adecuado, si el material puede mezclarse como una masa, moldearse según se desee y dejándola que endurezca de acuerdo a la forma que se le haya dado. Esto se realiza mediante un proceso llamado polimerización en el cual los componentes de bajo peso molecular reaccionan para formar moléculas de alto peso molecular o polímeros.⁽⁹⁾

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación o por reacciones de adición.⁽⁸⁾

2.1 Polimerización por condensación

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

La bakelita, los poliuretanos, el nylon, los materiales para impresión a base de siliconas, y mercaptanos son ejemplos de polimerización por condensación, los cuales no logran la formulación de moléculas gigantes.⁽⁷⁾

2.2 Polimerización por adición

La polimerización por adición corresponde a macromoléculas de excelentes propiedades físicas y de gran utilidad en Odontología. El proceso de formación de cadenas se hace por suma de moléculas. En este proceso no existen los productos secundarios propios de la polimerización por condensación.⁽⁷⁾

La polimerización por adición comienza por un centro activo, incorporando un monómero a la vez y formando una cadena que en teoría puede crecer de manera indefinida hasta que lo permita el aporte de unidades que lo constituyen.

Uno de los requisitos para un compuesto polimerizable por adición es la presencia de un grupo no saturado (dobles enlaces).⁽⁸⁾

Este método de polimerización depende de la formación de radicales libres, que están compuestos de un electrón impar, por lo general un fragmento de la molécula más grande dividida por calor. Este electrón hace al radical muy reactivo. El símbolo convencional $C=C$ representa dos pares de electrones. Cuando un radical libre choca con una unión doble, puede unirse con otro de los electrones de la ligadura complementaria, con lo que deja libre al otro miembro del par. De esta manera, el propio monómero se convierte en radical libre.⁽⁸⁾

Numerosas sustancias capaces de generar radicales libres son iniciadores potentes para la polimerización de resinas de polimetacrilato de metilo.⁽⁸⁾

Dentro de la química de las resinas sintéticas de aplicación en Odontología el iniciador más usado es el peróxido de benzoilo, el cual ante la presencia del calor (resinas termocurables) o de un activador químico (resinas de autopolimerización), se rompe en 2 radicales: benzoico y fenílico, cada uno de estos con un radical o valencia excitante, que induce la apertura de los dobles enlaces de las unidades estructurales del monómero, para luego unirse entre sí para formar una cadena.

Los activadores pueden ser físicos: calor, o químicos, dentro de los cuales el más utilizado es el integrado por aminas terciarias como la dimetil-p-toludina.⁽⁹⁾

2.3 Etapas de la polimerización

La reacción de polimerización se lleva a cabo en cuatro periodos: iniciación o inducción, propagación, terminación y transferencia de cadenas.

Iniciación: Corresponde a la etapa de inducción en la cual se activa al iniciador ya sea por medio de energía química, física o radiación luminosa (ultravioleta o luz visible).

Propagación: o conformación de la cadena.

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

Transferencia de cadena: Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena, aumentando el peso molecular.⁽⁷⁾

2.4 Inhibición de la polimerización

La presencia de impurezas dentro del monómero, ocasiona inhibición en la polimerización.⁽⁷⁾

Cualquier impureza del monómero hace que reaccione con radicales libres, inhibe o retarda la reacción del proceso. Puede reaccionar con el iniciador o cualquier núcleo activo, incluso con una cadena en crecimiento e impedirlo.⁽⁸⁾

El oxígeno retarda el proceso de polimerización, porque reacciona con los radicales libres. Se comprobó que la velocidad de la reacción y el grado de polimerización es menor si ésta se lleva a cabo comparándola con los valores altos que se obtienen cuando lo hace, en un tubo sellado. La influencia del oxígeno en la polimerización está regida por muchos factores, como la concentración de oxígeno, temperatura y luz.⁽⁸⁾

3. 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.⁽⁷⁾

Los copolímeros son de tres tipos: al azar, en bloque o injertados. En el tipo al azar, los monómeros se distribuyen de manera irregular a lo largo de la cadena. Sin embargo, si aparecen unidades idénticas de monómero en secuencias relativamente largas en la cadena principal de polímero se forma un copolímero en bloques; mientras que cuando las cadenas de un polímero formado a partir del monómero B se encuentran injertadas en una cadena polimérica del monómero A, tenemos un copolímero de injerto.⁽⁸⁾

4. Resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras.

Aunque las resinas para bases de dentaduras se obtienen a partir de copolímeros de poliestireno o vinilo, las de uso principal en la actualidad son de poli (metil metacrilato) (PMMA).

La resina acrílica es transparente por lo que, es posible teñirla o colorearla en casi cualquier tono y grado de translucidez. Su color y propiedades ópticas son estables en todas las condiciones normales, su resistencia y otras propiedades físicas son adecuadas.⁽⁸⁾

El poli (metil metacrilato) (PMMA)^(2,3,10-14) es el material más utilizado en la elaboración de bases para dentaduras. Este material fue introducido en 1937 por Walter Wright⁽¹⁵⁾, y en el año de 1945 más del 90% de las dentaduras eran elaboradas con este material; esto, por su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo. Actualmente aún es la resina más utilizada para las prótesis dentales.^(11, 14, 16-19)

Desde su introducción, la resina acrílica ha demostrado ser un material para base de dentadura muy satisfactorio, Su mayor ventaja reside en ser compatible con la mucosa oral, ya que las reacciones alérgicas a ella son virtualmente desconocidas. El aspecto de la resina era excelente cuando se introdujo por primera vez, pero ha continuado mejorando, ya que los fabricantes han adquirido mayor experiencia añadiendo pigmentos y fibras de refuerzo a las resinas acrílicas.^(8, 19, 20)

4.1 Composición de las resinas acrílicas termopolimerizable para base de dentaduras

La composición de las resinas acrílicas por lo general es un monómero de metacrilato de metilo puro y una pequeña cantidad de hidroquinona (0.006%) o menos, que ayuda a inhibir la polimerización durante el almacenamiento.

El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente con las siguientes propiedades físicas: punto de fusión de -48°C , punto de ebullición de 100.8°C , densidad de 0.945 g/ml a 20°C y calor de polimerización de 12.9 kcal/mol . Tiene presión elevada de vapor y es un solvente orgánico excelente.

El polímero es un polvo con pequeñas partículas esféricas de PMMA, con alto peso molecular y puede disolverse en el monómero con lentitud, o puede emplearse un copolímero de metacrilato de metilo y acrilato de etilo al 5% o menos.^(8, 10, 15, 18)

Muchas resinas acrílicas para dentaduras contienen un agente de cadenas cruzadas, como el dimetacrilato de etilenglicol.

La cadena cruzada proporciona una cantidad suficiente de puentes entre las macromoléculas lineales y así forman una red tridimensional que modifica la resistencia, solubilidad y sorción de agua de la resina.

El efecto de la unión cruzada sobre las propiedades físicas varía con la composición y concentración del agente que las produce y del sistema de polímero. Diversos estudios comprueban que la cadena cruzada tiene poca influencia sobre la resistencia a la tracción, resistencia transversal o a la dureza.⁽⁷⁾

A las resinas acrílicas de aplicación en odontología se les agrega al polímero un iniciador (peróxido de benzoilo) en cantidades de 0.2-0.5%.^(8,18)

La presencia del iniciador, es capaz de producir la apertura de los dobles enlaces y generar así radicales libres, lo cual es indispensable en la polimerización.⁽⁷⁾

4.2 Relación monómero-polímero

La proporción adecuada monómero-polímero es de considerable importancia para la estructura final de la resina. Cuanto más polímero se utilice, menor será el tiempo de la reacción, y la contracción de la resina es más baja, por lo que se tiene que utilizar monómero suficiente para mojar bien cada perla del polímero.

Los componentes de polvo y líquido se mezclan de tal manera que la masa que se produce tiene un equilibrio apropiado de monómero-polímero. Si no se obtiene la combinación adecuada, la prótesis tendrá mayor resistencia y menor presencia de poros y color deficiente.⁽²¹⁾

4.3 Interacción monómero-polímero

La función del monómero en el polímero es producir una masa plástica que pueda empacarse en el molde. Esta plastificación se efectúa por la solución del polvo en el líquido.

Durante la interacción física se identifican cuatro periodos.

PERIODO 1: El polímero se ablanda de manera gradual en el monómero y forma una masa sin cohesión.

PERIODO 2: El monómero se une al polímero. Esto se realiza por penetración del primero en el segundo; la capa de este último penetra en la solución o se dispersa en el monómero. Este periodo se caracteriza por ser una mezcla fibrosa y pegajosa al tacto.

PERIODO 3: A medida que el monómero se difunde en el polvo, la masa se satura de polímero en solución y se torna blanda. Ya no es pegajosa y no se adhiere a las paredes del frasco de la mezcla. Se compone de partículas de polvo no disueltas suspendidas en una matriz plástica de monómero y polímero disueltos. A este período con frecuencia se le denomina estado plástico, estado durante el cual la mezcla se empaca en el molde.

PERIODO 4: El monómero desaparece por evaporación y por penetración en el polímero. La masa se hace más cohesiva y elástica.⁽³⁾

4.4 Tiempo de trabajo

Es el lapso que transcurre entre el segundo período de interacción polímero–monómero y el comienzo del cuarto, es el tiempo que el material permanece en consistencia plástica. Según la especificación No. 12 de la American Dental Association, la pasta tiene que ser moldeable durante 5 ± 1 minutos por lo menos.⁽²²⁾

Se tiene que evitar cualquier contaminación de partículas de polímero en el frasco que contiene el monómero. Incluso una cantidad mínima de polvo en el líquido puede aumentar su viscosidad y a veces su solidificación.⁽⁸⁾

4.5 Requisitos de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras.

Los requisitos que debe tener un material para poder ser considerado apto como base de prótesis son⁽¹⁵⁾

- Biocompatibilidad.
- Exactitud dimensional y reproducción correcta de los detalles.
- Estabilidad dimensional a lo largo del tiempo.
- Temperatura de transición vítrea superior a la de cualquier líquido o sólido que pudiera ingerirse.
- Bajo peso específico, para conseguir prótesis más ligeras.
- Buena conductividad térmica.
- Alto límite proporcional, para evitar deformaciones permanentes.
- Elevado módulo de elasticidad, para que sea difícil deformarlas.
- Buena resistencia al impacto y a la flexión, para que no se fracturen.
- Elevado límite de fatiga, para evitar fracturas con el tiempo.
- Resistencia adecuada a la abrasión, para evitar desgastes.
- Ser químicamente inerte, insoluble y no absorber agua.
- Fácil manipulación y procesado.
- Correcta unión a los dientes artificiales.
- Buena estética.
- Fácil reparación.

4.6 Ventajas de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras

1. Estética excelente.
2. Fácil para modelar y procesar.
3. Fácil de reparar, recolocar y alterar el contorno.
4. Dimensionalmente precisa y estable (el cambio en el procesamiento es menor de 0.5% ó de 0.2 mm).
5. Bien tolerada por los tejidos (no alergénica).
6. Insoluble y no corrosiva.
7. Color estable.
8. Fácil de limpiar para el paciente.
9. Resistencia adecuada en la mayoría de las situaciones excepto bajo impacto súbito.⁽⁸⁾

4.7 Desventajas de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras

1. Mal conductor térmico.
2. La superficie no se humedece.
3. No es radiopaca.
4. No puede ser hervida para esterilización.
5. Módulo de elasticidad relativamente bajo (requiere en algunos casos, un mayor volumen que el deseable para producir la resistencia adecuada).
6. Elevado coeficiente de expansión térmica (10 veces mayor a la del yeso y la estructura dental) causa tensión interna en la base durante el procesamiento.⁽⁸⁾

4.8 Procedimiento de polimerización de las resinas acrílicas termopolimerizables

Cuando la temperatura de la masa aumenta a más de 60°C, las moléculas se descomponen y forman radicales libres, así la reacción en cadena se propaga hasta concluir el proceso. El factor principal que determina el ritmo de polimerización es la velocidad con que se liberan radicales libres de peróxido de benzoilo y este factor está determinado por la temperatura.⁽⁸⁾

En esta temperatura están activadas una cantidad suficiente de moléculas de peróxido de benzoilo que producen la reacción en cadena y hacen que la temperatura del interior de la resina se eleve de manera considerable por encima del agua hirviendo en la cual se polimerizó.⁽⁸⁾

El efecto general de la elevación de la temperatura a más de 100°C es producir porosidad en las partes gruesas de la resina acrílica. El punto de ebullición del monómero (100.8°C o 213.4°F) es superior al del agua.^(8, 19)

Aunque la velocidad de polimerización es en extremo rápida, si la temperatura aumenta más del punto de ebullición del monómero o de algunos componentes de peso molecular bajo, estos componentes entran en ebullición y producen burbujas.⁽⁸⁾

Este tipo de porosidad no aparece en la superficie de la prótesis. Porque el calor exotérmico se conduce hacia el yeso del medio de revestimiento lejos de la resina, y la temperatura en esta región no se eleva por encima del punto de ebullición del monómero.

La porosidad de este tipo se produce en los bordes gruesos de una prótesis de resina acrílica pero nunca en las partes delgadas. Si la sección de la resina es delgada la exotermia se absorbe con rapidez suficiente para evitar formación de burbujas.⁽⁸⁾

Los ciclos de polimerización para los materiales para bases de dentaduras de resina acrílica se clasifican en dos tipos: rápido y lento. Un ejemplo de ciclo de polimerización lento es de 9 horas en agua a 53°C. Para una polimerización rápida, 1.5 horas en agua a 53°C, seguido de media hora en agua hirviendo. Teóricamente, el ciclo lento produce menos contracción de polimerización y el ciclo rápido produce una dentadura más fuerte, pero las diferencias son tan pequeñas que no representan importancia clínica. Ya que los dos métodos producen dentaduras igualmente satisfactorias.

Al término del ciclo de polimerización se quitan las muflas con la prensa del agua y se dejan enfriar. La prensa no se debe aflojar hasta que el centro de la mufla haya alcanzado la temperatura ambiente.

Si se usan estos principios, se puede esperar que el material de base muestre un mínimo de cambio dimensional y se evite la porosidad.⁽²³⁾

5. Especificaciones de la American Dental Association

El trabajo de investigación de la ADA (American Dental Association) se divide en categorías que incluyen la determinación de las propiedades físicas y químicas de los materiales dentales de importancia clínica y el desarrollo de materiales nuevos, instrumentos dentales y métodos de prueba.

Hasta 1965, el objetivo primario de esta organización era formular normas o especificaciones para los materiales dentales y certificar que los productos cumplieran con ellas. Sin embargo, cuando se estableció el consejo de materiales dentales y accesorios de la ADA en 1966 (ahora Council on Dental Materials, Instruments and Equipment), este consejo asumió las responsabilidades.⁽⁸⁾

Las especificaciones son en esencia normas que sirven para medir el valor particular de los materiales dentales. Señalan los requisitos de las propiedades físicas y químicas y aseguran que el material se trabaja satisfactoriamente si el dentista lo emplea de manera adecuada.

Una vez que se formulan las especificaciones de un material, cualquier fabricante puede certificar, con la autoridad del consejo, que su producto cumple con los requisitos. Cuando el producto se somete a prueba y cumple las exigencias, se registra el nombre comercial y el del fabricante en *The Journal of the American Dental Association*. Al fabricante se le permite mostrar en la etiqueta del producto que está certificado por la ADA con un sello de certificación.⁽⁸⁾

El consejo, tiene la responsabilidad, como patrocinador administrativo, de la formulación de normas en el comité, observando los procedimientos de la American National Standards Institute.⁽⁸⁾

Bajo la dirección del consejo, el comité, con ayuda de subcomités, revisan y formulan especificaciones. Cuando el Standards Committee aprueba una especificación, se somete a través del consejo, al American National Standard. El Council on Dental Materials, Instruments and Equipment tiene la opción de aceptarla como una especificación de la ADA.⁽⁸⁾

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.⁽²²⁾

6. Pruebas para polímeros para bases de dentaduras especificadas por la Norma No. 12 de la A.D.A.

6.1 Deflexión Transversa

La resistencia transversal o módulo de rotura, como suele denominarse a esta propiedad, es en esencia una prueba de resistencia de una viga fija en sus extremos, bajo una carga estática.

Esta prueba es, la medición colectiva de todos los tipos de tensión de manera simultánea. 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).

Es posible suponer que las tensiones principales que actúan sobre la superficie superior son compresivas, mientras que las que actúan sobre la superficie inferior son de tracción.⁽⁸⁾

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.⁽²²⁾

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

7. 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, elevado límite de fatiga, resistencia a la abrasión, insoluble, correcta unión a los dientes artificiales, y buena estética.⁽²⁴⁾ Otras propiedades se mencionan en la Tabla 2 del PMMA.⁽¹²⁾

Tabla 2. Propiedades físicas del PMMA para bases de dentaduras.

Propiedades del polimetilmetacrilato termopolimerizable.	
Resistencia tensil	70MN/m ²
Elongación hasta la fractura	2%(quebradiza)
Resistencia al impacto	baja
Módulo de elasticidad	3.5GN/m ²
Sorción de agua	2% (a saturación)

8. 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, módulo de elasticidad de 3.8 GPa, límite proporcional de 26 MPa y dureza Vickers de 20. Tienen una 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.⁽¹⁵⁾

El polimetacrilato de metilo es un material frágil y relativamente rígido, ello representa algunos problemas con las bases de prótesis, que pueden fallar mecánicamente durante su uso.⁽²⁴⁾

8.1 Módulo de Elasticidad

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.⁽²⁵⁾

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, y es siempre mayor que cero: si se tracciona una barra, aumenta de longitud, no disminuye. Este comportamiento fue observado y estudiado por el científico inglés Thomas Young.⁽²⁶⁾

Mientras más alto sea el módulo elástico, más rígido será el cuerpo o, a la inversa, menos elástico. El Módulo de Elasticidad se mide en unidades de presión, dado que la deformación no tiene unidad. La unidad de medición más utilizada es el MegaPascal (MPa).⁽²⁷⁾

II Antecedentes

Blum en 1991⁽²⁸⁾ evaluó contracción y expansión en muestras de prótesis fijas provisionales de resina acrílica Jet M.R. sometidas a termociclado en frío ($4 \pm 1^{\circ}\text{C}$) y en caliente ($50 \pm 2^{\circ}\text{C}$) con una temperatura intermedia de 37°C , donde se presentó desajuste tanto en sentido transversal como en sentido vertical, lo anterior lo realizó debido a que cada individuo cotidianamente toma bebidas, frías o alimentos calientes como refrescos y sopa, realizando entre 40 y 60 sorbos por bebida o alimento, regresando a la temperatura corporal de 37°C en las resinas acrílicas, lo cual provoca cambios dimensionales en las prótesis.

Dubois en 1999⁽²⁹⁾ reportó que existe mayor desajuste en las muestras de resinas acrílicas para prótesis provisionales autopolimerizables, las cuales fueron sometidas a carga y a termociclado; en donde encontró que con alta temperatura ($50 \pm 2^{\circ}\text{C}$) para el Unifast LC M.R. material fotopolimerizable fue significativamente menor que en relación con lo observado con Jet M.R. resina PMMA autopolimerizable.

Ruyter en 1980⁽³⁰⁾ reportó que el módulo elástico de los polímeros depende de su rango de deformación. Al disminuir la deformación, el valor del módulo elástico aumenta cuando la temperatura y el contenido de los plastificantes son incrementados.

Karacaer en 2003⁽³¹⁾ reportó un incremento significativo en la fuerza transversa, el módulo elástico y la fuerza de impacto para bases de dentaduras de resina con el uso de fibra de vidrio, y calculó el módulo de elasticidad con la fórmula: $E = FL^3 / 4dbh^3$, donde las muestras para pruebas de fuerza transversa y módulo de elasticidad fueron elaboradas en las dimensiones 65 X 10 X 2.5 mm.

Alvizar en 2003⁽³²⁾ reportó que la incorporación de un inserto metálico a los acrílicos para base de dentaduras disminuye la deflexión y que el acrílico ProBase Hot con y sin inserto metálico se deflexiona menos que el acrílico Lucitone 199 con y sin inserto metálico.

Osorio en 2003⁽³³⁾ concluyó que la implicación de su estudio fue que los acrílicos para bases de dentaduras con los cambios térmicos (termociclado a $4 \pm 1^{\circ}\text{C}$ y a $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$) modifican de manera considerable sus propiedades físicas ya que Lucitone 199 se tornó más rígido, y ProBase Hot más flexible, que recién polimerizados una vez sometidos a la prueba de deflexión transversa.

Información de los fabricantes

LUCITONE 199®

Dentsply

Trubyte

Aceptado por la American Dental Association.

Indicaciones de uso:

La resina está indicada para la fabricación de aparatos prostodónticos.

Contraindicaciones:

1. La resina LUCITONE 199 está contraindicada para pacientes y usuarios con historial de reacciones alérgicas a los monómeros de metil metacrilato.

Advertencias:

1. La resina LUCITONE 199 contiene monómeros polimerizables que pueden producir reacciones dermatológicas (dermatitis alérgica de contacto) u otros tipos de reacciones alérgicas en las personas susceptibles a ella. Lavar abundantemente con agua y jabón después del contacto. Si se producen problemas de piel, interrumpa el uso. Si la dermatitis u otros síntomas persisten, consulte al especialista.

2. Evitar inhalar o ingerir. Las concentraciones altas de vapor pueden producir dolores de cabeza, así como irritación ocular y del sistema respiratorio. El contacto del líquido con los ojos puede producir daños en la córnea. La exposición excesiva a largo plazo puede estar asociada a otros problemas de salud más graves.

Monitorear la calidad del aire según los estándares de la OSHA (Agencia de la Administración de Estados Unidos que se ocupa de la seguridad y la salud en el trabajo).

Inhalación:

Hacer respirar aire fresco a la persona que haya inhalado el producto. Administre oxígeno o respiración artificial si es necesario.

Reacciones adversas:

1. Pueden producirse daños en la córnea, dolor de cabeza, náuseas y vómitos con la exposición al monómero metacrilato de metilo. (Vea las «Advertencias» y «Precauciones»).
2. En personas predispuestas, puede producirse dermatitis alérgica de contacto y otras reacciones alérgicas. Puede minimizarse el monómero residual de los materiales completamente polimerizados poniendo en remojo la prótesis polimerizada en agua caliente durante varios días.
3. Al raspar las resinas de acrilato, se generarán partículas de polvo. Puede producirse irritación ocular, cutánea y del sistema respiratorio si no se toman las medidas técnicas preventivas apropiadas.

CONTENIDO:

Contenido de MMA (metacrilato de metilo) residual	2%(% fracción de masa) Máx
Tipo y clase (según la ADA Spec.12).....	Tipo 1, clase 1
Temperatura de almacenamiento para polvo y líquido.....	15-26°C (60-80°F)
Proporción de polvo / líquido	21g (32 cc)/10 ml
Tiempo de mezcla (tiempo necesario para mojar todas las partículas).....	15-30 seg
Tiempo para alcanzar plasticidad de empaquetado @ 23 ± 1°C	9±2 min
Tiempo de preparación.....	10 ± 4 minutos
Material utilizado para preparar el molde.....	yeso
El rango de temperatura de la mufla durante el empaquetado.....	debe estar entre la temperatura ambiente y 43°C/110°F

Tiempo recomendado de curado y temperatura:

Primera etapa	1-1/2 horas a 72°C (163°F)
Segunda etapa.....	1/2 hora a 100°C (212°F)

Tiempo alternativo de curado y temperatura:

Primera etapa	9 horas a 72°C (163°F)
Segunda etapa.....	1/2 hora a 100°C (212°F)

Método de enfriamiento del recipiente, tiempo y temperatura:

Primera etapa.....	1/2 hora al aire a 15-26°C (60 -80°F)
Segunda etapa.....	1/4 de hora en agua a 15-26°C (60-80°F)

ProBase Hot

Descripción del producto

ProBase Hot marca un estándar de calidad de las resinas termopolimerizables en cuanto a manipulación, estabilidad de forma y color, así como el máximo confort para los pacientes. El protésico dispone de diversos colores. Gracias a las diferentes variantes de polimerización, el protésico encontrará muchos campos de aplicación.

Composición

Polvo: Polimetilmetacrilato, plastificante, peróxido de benzoilo, pigmentos

Líquido: Metilmetacrilato, dimetacrilato (reticulante), catalizador

Indicaciones

- Prótesis total
- Prótesis parcial
- Prótesis combinada
- Rebases

Contraindicaciones

- Contacto de material sin polimerizar con la cavidad oral.
- En caso de alergia conocida a alguno de los componentes de ProBase Hot

Efectos secundarios

En casos aislados se han descrito reacciones alérgicas localizadas a materiales de polimetilmetacrilato.

Instrucciones de uso

Preparación

Aplicar dos capas de separador yeso-acrílico (Separating Fluid Ivoclar Vivadent) sobre los modelos de yeso escaldados y húmedos. Una vez aislados dejar secar bien. Para asegurar la unión con el material de prótesis, crear retenciones en los dientes y humectar con monómero.

- Aplicar dos capas de separador
- Enmuflar con yeso el modelo en cera.

Dosificación

- Proporción de mezcla ideal para una prótesis: 22.5 g de polvo: 10 ml de líquido
- Con sistema de dosificación 1 marca del vaso de dosificación de polímero: 10 ml de monómero

Sistema de dosificación

La utilización del sistema de dosificación que incluye el envase garantiza una proporción de mezcla ideal y una mínima contracción de polimerización de ProBase Hot. El vaso de dosificación de polímero lleva marcadas las cantidades para una ó dos prótesis de tamaño medio. El vaso de dosificación presenta una escala en mililitros. Medir siempre las cantidades indicadas.

Mezcla

Mezclar bien con una espátula el polvo y el líquido en la proporción de mezcla deseada. Dejar reposar la mezcla en el vaso de mezcla cerrado durante unos 8–10 minutos a temperatura ambiente (23 °C).

Margen de manipulación

Pasado el tiempo de reposo y en cuanto el material no se adhiera a los dedos, puede manipularse durante unos 20 minutos a 23 °C.

Prensado

Empaquetar la masa de resina en la mufla templada (40°C) y previamente aislada. Realizar un primer prensado para retirar el excedente de acrílico, cerrar una vez mas con cuidado, colocar en la prensa con 80 bar de presión y fijar con la brida. Mantener la presión de prensado

Polimerización

La polimerización puede llevarse a cabo según diversos métodos:

Método estándar (método recomendado)

Introducir la mufla cerrada en agua fría, calentar a temperatura de ebullición y dejar por 45 minutos.

Variantes:

- Introducir la mufla en agua fría, calentar a 70 °C y mantener durante 30 minutos. A continuación calentar a temperatura de ebullición y dejar durante 30 minutos.
- Introducir la mufla en agua caliente a 70 °C y mantener durante 60 minutos. A continuación calentar a temperatura de ebullición y dejar durante 30 minutos.
- Introducir la mufla directamente en agua hirviendo. Una vez que el agua hierva de nuevo mantener la mufla durante 40 minutos. ¡Indicado sólo para prótesis de tamaño medio!
- Introducir la mufla durante 9 horas en agua a 70 °C y dejar enfriar manteniéndola una noche en el mismo agua.
- Polimerizar la mufla durante 10 horas a 80 °C en un horno de secado

Como norma general, el contenido de monómero residual disminuye aumentando la temperatura de polimerización y prolongando el tiempo de polimerización. Para un contenido óptimo de monómero residual se recomienda el método estándar. El monómero residual tras la polimerización con el método estándar es de < 2.2%.

Enfriamiento

Mantener la mufla durante 30 minutos a temperatura ambiente y terminar de enfriar en agua.

Desmuflado y acabado

Abrir la mufla ya fría y eliminar el yeso. Llevar a cabo controles de oclusión en la prótesis y seguidamente proceder a reparar, prepulir y pulir a alto brillo.

Posibilidades de reparación y corrección de ProBase Hot

Las reparaciones y correcciones se pueden llevar a cabo con el material autopolimerizable ProBase Cold según la técnica de vertido. Para ello, reparar bien con una fresa las zonas de unión y humectar bien con monómero.

Advertencias

- El monómero contiene metilmetacrilato
- MMA es fácilmente inflamable (punto de combustión+ 10°C)
- Irrita los ojos, las vías respiratorias y la piel
- Es posible una sensibilización por contacto con la piel
- Evitar el contacto de la piel con el monómero y con material sin polimerizar. Los guantes clínicos comerciales no proveen de protección al efecto de sensibilización de los metacrilatos
- No inhalar los vapores
- Mantener alejado de cualquier fuente de calor. No fumar
- No verter por el desagüe
- Adoptar medidas contra cargas electrostáticas

Notas sobre almacenamiento

- Conservar el material en lugar fresco, oscuro y bien ventilado. Temperatura de almacenamiento 12–28 °C
- No utilizar el producto una vez caducado.
- Mantener fuera del alcance de los niños.

Fabricante

Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein El material ha sido fabricado para uso dental y debe manipularse según las instrucciones de uso. El fabricante no se hace responsable de los daños ocasionados por otros usos o una manipulación indebida. Además, el usuario está obligado a comprobar, bajo su propia responsabilidad, antes de su uso si el material es apto para los fines previstos, sobre todo si estos no figuran

1. Planteamiento del Problema

Los pacientes portadores de prótesis totales de PMMA, con frecuencia al consumir alimentos calientes y fríos sin tener conocimiento del efecto que provoca la temperatura en la estructura de las dentaduras. Las resinas acrílicas se contraen y expanden con los cambios térmicos lo cual lleva a cambios dimensionales, distorsión, desajuste e inestabilidad de las prótesis que se elaboran con éstos materiales, reduciendo la vida útil de las prótesis. Dos resinas acrílicas disponibles actualmente y que presentan gran uso odontológico en la elaboración de bases de dentaduras son Lucitone 199 y ProBase Hot, por lo que surge la pregunta ¿En qué grado se modifican las propiedades físicas (deflexión transversa, módulo de elasticidad, y resistencia a la fractura) de las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot para base de dentaduras cuando son sometidas a diferentes temperaturas?

2. Justificación

Dentro del medio oral se dan cambios entre bajas y altas temperaturas en la alimentación cotidiana de pacientes portadores de dentaduras totales motivados por la ingesta de alimentos fríos y/o calientes; también se sabe que los cambios de temperatura alteran las propiedades físicas de los acrílicos que podrían incidir en la estabilidad y retención de la dentadura. Diversos estudios reportan alteración de las propiedades físicas de los acrílicos en relación a su comportamiento en flexión, sin embargo en cuanto al módulo de elasticidad existen pocos reportes. El determinar en que medida la temperatura alta o baja modifica o altera las propiedades físicas de los acrílicos utilizados para la fabricación de bases de dentaduras para que el Cirujano Dentista pueda orientar a sus pacientes sobre el efecto que las temperaturas de los alimentos que consumen puedan tener sobre sus prótesis totales.

3. Hipótesis

El comportamiento de deflexión transversa, módulo de elasticidad y resistencia a la fractura en resinas acrílicas (Lucitone 199 y ProBase Hot) termocurables para base de dentaduras, será diferente cuando se someta a 55, 37 y $5 \pm 1^{\circ}\text{C}$.

4. Objetivo General

Evaluar las alteraciones en las pruebas físicas (deflexión transversa, módulo elástico y resistencia a la fractura) de las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot sometidos a diferentes temperaturas.

5. Objetivos Específicos

1. Determinar los valores del módulo de elasticidad al colocar las muestras de resina acrílica a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$ de temperatura.
2. Determinar los valores de deflexión transversa a 34 y 49 N al colocar las muestras de resina acrílica a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$ de temperatura.
3. Determinar los valores de resistencia a la fractura de las muestras de resina acrílica colocadas a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$ de temperatura.
4. Determinar los valores de resistencia a la flexión de las muestras de resina acrílica colocadas a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$ de temperatura.

Metodología

Diseño de Investigación

Tipo de Estudio.

Cuasi-experimental, transversal.

Población de estudio.

Resinas acrílicas para bases de dentaduras procesadas por termocurado de acuerdo a las indicaciones de los fabricantes:

- Lucitone 199
- ProBase Hot

Variables dependientes

- Módulo elástico.
- Deflexión transversa.
- Resistencia a la fractura.
- Resistencia a la flexión.

Variables independientes

- Tiempo de procesado del acrílico.
- Relación monómero polímero.
- Temperatura de polimerización.
- Temperaturas de exposición de las muestras durante las pruebas (a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$).
- Técnica de procesado.

Criterios de inclusión

- Muestras elaboradas con Lucitone 199 que cumplan con las dimensiones especificadas.
- Muestras elaboradas con ProBase Hot que cumplan con las dimensiones especificadas.

Criterios de exclusión

- Todos aquellos materiales existentes en el mercado, utilizados para realizar bases de dentaduras y que no se incluyen en este estudio.

Criterios de eliminación

- Todas aquellas muestras que no cumplan con los parámetros en dimensiones y condiciones requeridos por la Norma No. 12 de la ADA, para realizar las pruebas físicas y que están dentro de los criterios de inclusión

Equipo y materiales

- Acrílico termocurable Lucitone 199 (Dentsply, USA).
- Acrílico termocurable ProBase Hot (Ivoclar Vivadent, USA).
- Yeso tipo IV (Silky Rock, Whip Mix, USA).
- Cera rosa en laminas (Filenes de México).
- Probeta graduada.
- Balanza en gr.
- Micromotor
- Discos de diamante
- Lija de agua No. 40 y 80
- Muflas de bronce (Hanau, USA)
- Prensa Hidráulica (Mestra, USA)
- Termómetro
- Separador yeso acrílico
- Vibrador
- Taza de hule
- Espátula para yeso.

Aparatos

- Cámara fotográfica digital Nikon
- Estufa eléctrica (Hanau, USA)
- Máquina universal de pruebas mecánicas con una celda de carga AFTI (Mecmesin Inglaterra).
- Equipo de cómputo.
- Estufa de secado (Felisa, USA).

Recursos humanos

- Cortés Servín César pasante de Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- C.D. Alejandro Santos Espinoza profesor T.C. y Coordinador de la especialidad de Prótesis Bucal e Implantología de la D.E.P. e I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dr. Federico Humberto Barceló Santana Jefe de la D.E.P. e I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.
- C.D. Laura Susana Acosta Torres estudiante de Doctorado de Materiales Dentales de la D.E.P. e I. de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

Recursos físicos

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

Viabilidad

Dentro de la Facultad de Odontología y el Departamento de Materiales dentales de la D.E.P.e I. de la UNAM se cuenta con la infraestructura, recursos técnicos, personal técnico y profesional capacitado para el procesado de los materiales, para realizar las pruebas necesarias y así elaborar un análisis cualitativo y cuantitativo de la información obtenida de este estudio.

Método

Muestreo

Universo de estudio

Resina acrílica termopolimerizable a base de PMMA.

- Lucitone 199
- ProBase Hot

Preparación de muestras

3 grupos (1, 2, 3) de 10 muestras cada una de 65x10x2.5 mm. elaboradas con acrílico termocurable Lucitone 199 siguiendo las especificaciones del fabricante: grupo 1 (deflexión transversa a $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$), grupo 2 (deflexión transversa a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$) y grupo 3 (deflexión transversa a $5 \pm 1^{\circ}\text{C}$).

3 grupos (4, 5, 6) de 10 muestras cada una de 65x10x2.5 mm. elaboradas con acrílico termocurable ProBase Hot siguiendo las especificaciones del fabricante: grupo 4 (deflexión transversa a $55 \pm 1^{\circ}\text{C}$), grupo 5 (deflexión transversa a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$) y grupo 6 (deflexión transversa a $5 \pm 1^{\circ}\text{C}$).

Preparación de Muestras

Las muestras se elaboraron con patrones de acrílico con las dimensiones especificadas por la Norma No.12 de la A.D.A. Se enmuflaron con yeso tipo IV en muflas Hanau convencionales de bronce. (Figura 1)



Figura 1. *Enmuflado de los patrones de acrílico.*

Para elaborar las muestras de Lucitone 199 se realizó la mezcla de la resina acrílica siguiendo indicaciones del fabricante. Se mezcló monómero y polímero, se dejó la mezcla en un frasco cerrado durante 9 minutos hasta que la resina acrílica alcanzara el estado plástico y se colocó en los moldes hacedores, se realizó un primer prensado, se retiró el excedente de acrílico se realizó un segundo prensado en una prensa hidráulica (Mestra) a 10 lb/in². (Figura 2)



Figura 2. *Mufla colocada en la prensa hidráulica.*

Para elaborar las muestras de ProBase Hot se realizó la mezcla de la resina acrílica siguiendo las indicaciones del fabricante. Se utilizó una proporción de monómero-polímero 1:2, 10 mL de monómero x 21g (32cc) de polímero, el prensado fue igual que para las muestras de Lucitone 199.

La polimerización se realizó en una estufa Hanau, por inmersión en agua, controlando la temperatura a $72 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 90 minutos, seguido de una temperatura de ebullición durante 30 minutos, siendo este protocolo una de las cuatro alternativas de polimerización que el fabricante establece.

Transcurrido el tiempo, para los seis grupos, se retiraron las muflas del agua y se dejaron enfriar 15 minutos a temperatura ambiente y posteriormente se sumergieron en agua a una temperatura de $4 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 15 minutos.

Las muestras se recortaron primero retirando los excedentes con fresones y posteriormente se pasaron por una lija de grano grueso No. 80 y luego por una de grano pequeño No. 40.

Pruebas Físicas

Deflexión transversa

Las muestras se almacenaron en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 horas en una estufa con temperatura controlada (Figura 3) inmediatamente antes de la prueba. Cada muestra se montó en un calibrador, capaz de realizar un promedio de la carga y equipado con un aparato de medición de deflexión con una aproximación de 0.01mm.



Figura 3. Estufa de secado Felisa.

El instrumento de medición de la deflexión transversa fue la máquina universal de pruebas mecánicas con una celda Mecmesin (Figura 4).



Figura 4. Máquina universal para la prueba de deflexión transversa.

La punta de la carga y los 2 soportes tienen superficies cilíndricas altamente pulidas con diámetro de 3.2 mm. La distancia entre los centros de los soportes es de 50 ± 0.025 mm., la punta de la carga tiene que estar a la mitad de los soportes (Figura 5).

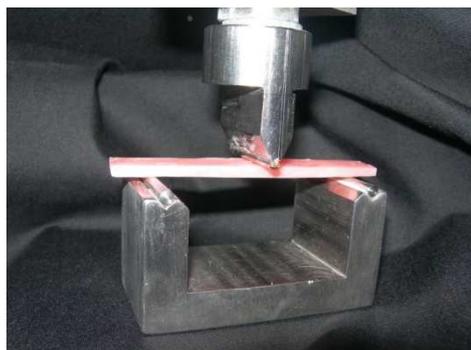


Figura 5. *Punta de la carga sobre una muestra de resina acrílica.*

Las muestras de los grupos 1 y 4 se sumergieron en agua a $55 \pm 1^\circ\text{C}$ durante la prueba, las muestras de los grupos 2 y 5 se sumergieron en agua a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y las muestras de los grupos 3 y 6 se sumergieron en agua a $5 \pm 1^\circ\text{C}$ (Figura 6).

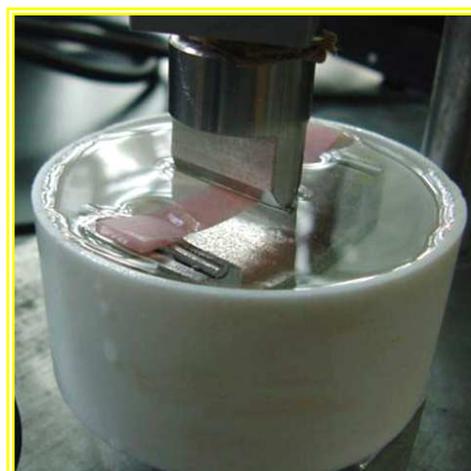


Figura 6. *Muestra sumergida en agua durante la prueba de deflexión transversa.*

Una carga inicial que consistió de 3 partes movibles del aparato, más suficiente peso para hacer la carga de 14.71 N que se colocó sobre cada muestra, un 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 deflexión a la carga especificada fueron reconocidas como la deflexión de la muestra.

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

Valor de A (34.3 N) = deflexión a 34.3 N - deflexión inicial.

Valor de B (49.0 N) = deflexión a 49.0 N – deflexión inicial.

Módulo elástico ⁽³⁴⁾

Utilizando 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 (N)

d= deflexión correspondiente a la carga (F) (mm)

L= longitud entre los soportes (50 mm)

b= ancho de la muestra (10 mm)

h= espesor de la muestra (2.5 mm)

Resistencia a la fractura

Se reconoció el valor al fracturarse cada muestra y se registró como valor de resistencia a la fractura, valor especificado en mm y en N.

Análisis estadístico.

Los resultados se sometieron al análisis estadístico ANOVA de una vía ($P < 0.05$) y comparación de grupos Tukey con un valor de ($P < 0.001$).

Resultados

I. Deflexión Transversa

La Tabla 2 y la Figura 7 muestran los valores obtenidos en la prueba de deflexión transversa. Valores de A (deflexión con una carga de 34.3 N) Valores de B (deflexión con una carga de 49.0 N) y desviación standard de las muestras, después de aplicar análisis estadístico de ANOVA de Una Vía ($P < 0.05$) y la prueba de comparación de Tukey.

Tabla 2. Deflexión transversa en mm mostrando valores de A (34.3 N) y B (49.0 N).

Grupos	A	S.D	B	S.D
1. Lucitone 199 55°C	1.94	0.20	4.23	0.42
2. Lucitone 199 37°C	1.40	0.28	3.03	0.49
3. Lucitone 199 5°C	1.31	0.14	2.41	0.20
4. ProBase Hot 55°C	1.46	0.11	3.52	0.44
5. ProBase Hot 37°C	1.49	0.08	2.77	0.15
6. ProBase Hot 5°C	1.12	0.06	2.09	0.11

S.D.= Desviación standard

*Todos los datos en mm.

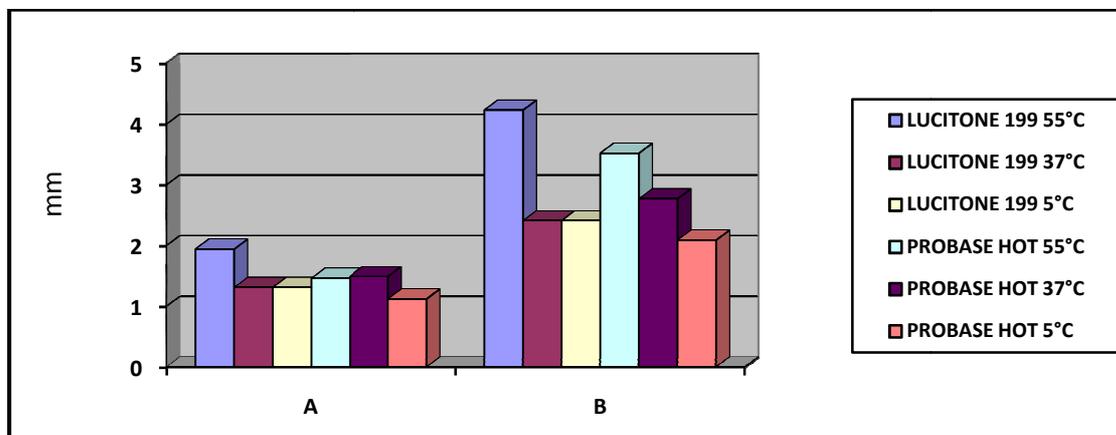


Figura 7. Deflexión transversa en mm, mostrando valores de A (34.3 N) y B (49.0 N).

Al aplicar 34.3 N las muestras de Lucitone 199 sometidas a 55°C tuvieron el valor mayor de deflexión (1.94 mm), mientras que ProBase Hot presentó el menor valor (1.12 mm) al someter las muestras a 5°C.

No existió diferencia estadísticamente significativa ($P > 0.001$) entre los grupos evaluados al aplicar 34.3 N.

Al aplicar 49.0 N existió diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.001$) entre las muestras evaluadas. Lucitone 199 a 55°C presentó el valor mayor de deflexión (4.23 mm), mientras que ProBase Hot a 5°C presentó el menor valor (2.09 mm), el cual no cumple con lo especificado por la Norma No. 12 de la ADA.

Al someter las muestras a 55, 37 y 5 °C entre ambos materiales no existió diferencia estadísticamente significativa ($P > 0.001$) al aplicar 34.3 y 49.0 N.

II. Módulo Elástico

La Tabla 3 y la Figura 8 muestran los valores obtenidos de módulo elástico (E) y desviación standard de las muestras, de acuerdo al análisis estadístico de ANOVA ($P < 0.05$).

Tabla 3. Valores de Módulo Elástico de las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot.

Grupos	E	S.D
1. Lucitone 199 55°C	1.763	0.141
2. Lucitone 199 37°C	2.592	0.408
3. Lucitone 199 5°C	3.699	0.378
4. ProBase Hot 55°C	2.392	0.137
5. ProBase Hot 37°C	3.282	0.295
6. ProBase Hot 5°C	4.413	0.286

S.D.= Desviación standard

*Todos los datos en GPa.

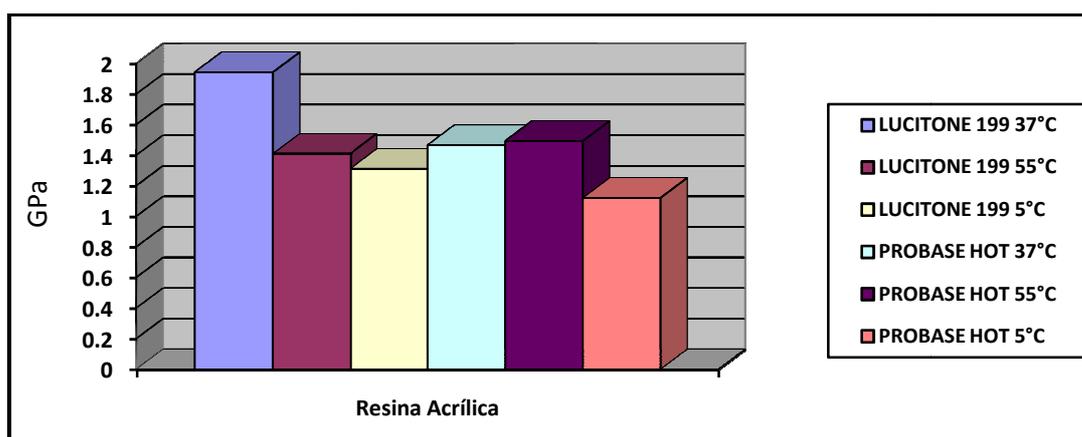


Figura 8. Valores de módulo elástico de Lucitone 199 y ProBase Hot al variar la temperatura durante la prueba de deflexión transversa.

Al realizar la prueba sometiendo las muestras a $55 \pm 1^\circ\text{C}$, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y a $5 \pm 1^\circ\text{C}$ existió diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) al comparar ambas resinas.

Las muestras de ProBase Hot sometidas a $5 \pm 1^\circ\text{C}$ tuvieron el valor mayor de módulo de elasticidad (4.41 GPa), mientras que Lucitone 199 a $55 \pm 1^\circ\text{C}$ presentó el menor valor (1.76 GPa).

El módulo elástico aumenta al disminuir la temperatura y disminuye al aumentar la temperatura.

III. Resistencia a la Fractura

La Tabla 4 y la Figuras 9 Y 10 muestran los valores obtenidos de resistencia a la fractura (R) y desviación standard de las muestras, de acuerdo al análisis estadístico de ANOVA ($P = < 0.05$).

Tabla 4. Resistencia a la Fractura de las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot.

Grupos	Resistencia a la fractura			
	mm.	S.D.	N	S.D.
1.Lucitone 199 55°C	8.2	0.9	59.3	5.9
2.Lucitone 199 37°C	6.9	0.6	64.7	5.6
3.Lucitone 199 5°C	6.0	0.4	85.8	4.8
4.ProBase Hot 55°C	8.3	0.8	69.1	5.4
5.ProBase Hot 37°C	6.8	0.5	82.3	5.1
6.ProBase Hot 5°C	5.7	0.6	96.0	4.1

S.D.= Desviación standard

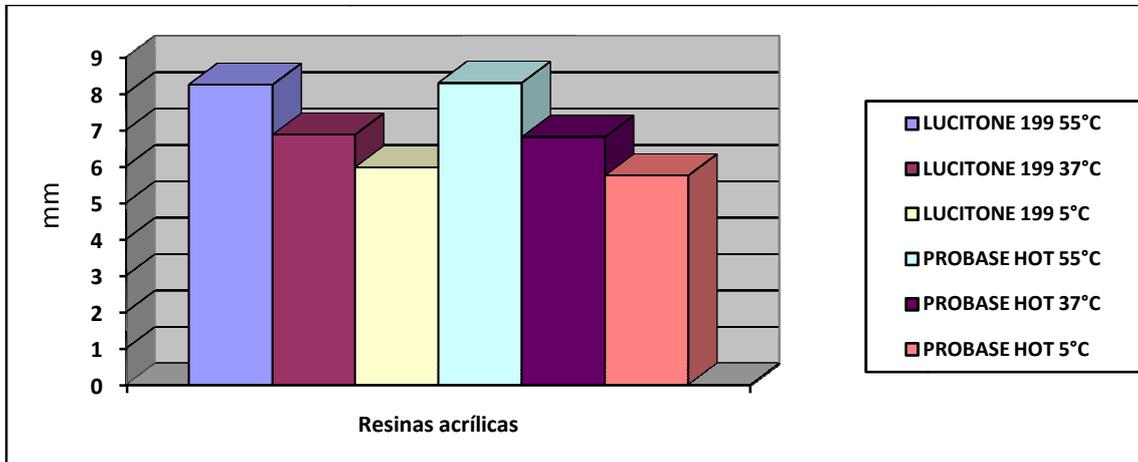


Figura 9. Resistencia a la fractura en mm.

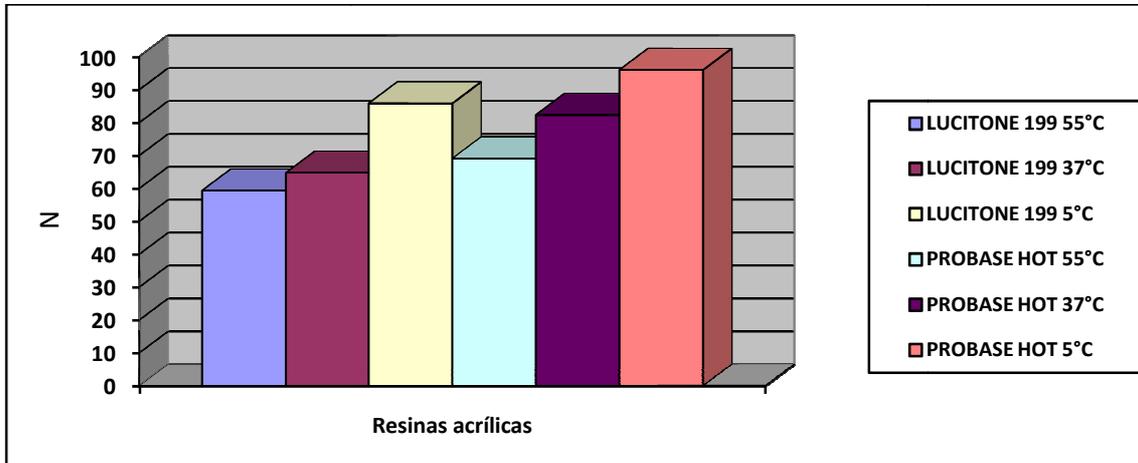


Figura 10. Resistencia a la fractura en N.

Al realizar la prueba sometiendo las muestras a 55, 37 y $5 \pm 1^\circ\text{C}$ no existió diferencia estadísticamente significativa ($P > 0.001$) al comparar ambas resinas.

Las muestras de ProBase Hot sometidas a $55 \pm 1^\circ\text{C}$ tuvieron el valor mayor de resistencia a la fractura (8.28 mm), siendo ProBase Hot a $5 \pm 1^\circ\text{C}$ el que presentó el menor valor (5.74 mm).

Discusión

En este estudio Lucitone 199 y Pro Base Hot se sometieron a las pruebas de comportamiento en flexión, ya que se considera que son el tipo de carga aplicada durante la prueba son las encontradas en las bases de dentaduras en una situación clínica.

La prueba que indica la Norma No. 12 de la ADA de deflexión transversa se realizó, con base a tener el equipo y material necesario para llevarlas a cabo conforme a la especificación; con los valores obtenidos de dicha prueba se calculo el módulo elástico y la resistencia a la fractura. La prueba se llevó a cabo a 55, 37 y 5° C para reproducir el comportamiento clínico cuando los pacientes consumen alimentos fríos y calientes.⁽⁴⁾

Dubois⁽²⁸⁾ y Blum⁽⁴⁾ reportaron que en muestras de acrílico para prótesis provisionales fijas el desajuste mayor se presentó con temperatura caliente (60°C) y no con la temperatura fría (4°C). Lo anterior coincide con los resultados obtenidos en el presente estudio debido a que al evaluar las muestras de Lucitone 199 y Pro Base Hot a 55°C la deflexión aumentó al fracturarse y al aplicar 34 y 49N, mostrando mayor flexibilidad de los materiales lo cual se representa con la disminución del módulo elástico, por otro lado se encontró menor resistencia a la carga aplicada al momento de la fractura. Al evaluar estos materiales a 37 y 5°C se encontró que al disminuir la temperatura los valores de deflexión transversa y resistencia a la fractura disminuyeron, mientras que el módulo elástico aumentó.

De acuerdo a lo especificado por la International Organization For Standardization (ISO) 1567⁽³⁴⁾ el modulo elástico mínimo permitido para las bases de dentaduras es de 2.0 GPa para la resinas acrílicas tipo 1 (termopolimerizables en baño de agua)

El módulo elástico es una propiedad importante porque refleja la rigidez del material⁽³⁵⁾, el hecho de que el módulo elástico sea mínimo de 2.0 GPa se justifica porque si una prótesis presenta menor módulo elástico es una desventaja para el uso clínico, debido a que incrementa la flexibilidad del material lo cual puede provocar pérdida del soporte óseo y causar el desalajo de la prótesis, además de un mal sellado periférico por la inestabilidad que se produce,^(19,35) para evitar dicho comportamiento es preferible que las resinas acrílicas para bases de dentaduras permitan una distribución de las cargas.⁽³⁵⁾

Alvizar en 2003 evaluó la deflexión transversa de Lucitone 199 y ProBase Hot de acuerdo a la Norma No.12 de la A.D.A., obtuvo valores mayores de deflexión transversa para Lucitone 199 que para ProBase Hot al aplicar 49N, y los valores de ProBase Hot a 34 y 49N son comparables con los obtenidos en el presente estudio.

Diversos autores^(33,36,37) han evaluado el comportamiento de Lucitone 199 y reportan que el valor del módulo elástico que presenta es mayor de 2.0 GPa, como lo requiere la ISO 1567⁽³⁴⁾, lo cual coincide con el valor obtenido en el presente estudio de 2.5 GPa.

Al medir la resistencia a la fractura los valores encontrados para ProBase Hot indican menor deflexión y mayor soporte de carga mientras que Lucitone 199 presentó mayor deflexión y menor soporte de carga.

Estudios posteriores se requieren para comprobar la relación entre las propiedades físicas y el comportamiento clínico que presentan las resinas acrílicas para bases de dentaduras debido a que la asociación entre estos dos factores es compleja y puede involucrar la interacción de diferentes propiedades físicas a las que no se les ha estudiado una interrelación.

Conclusiones:

Bajo el método utilizado en el presente estudio al evaluar la deflexión transversa, módulo elástico y resistencia a la fractura de las resinas acrílicas: Lucitone 199 y ProBase Hot sometidas a diferentes temperaturas (55, 37 y $5 \pm 1^{\circ}$ C) se concluye:

- Lucitone 199 y ProBase Hot cumplen con los valores requeridos por la norma No. 12 de la A.D.A. para acrílicos de base de dentaduras en la prueba de deflexión transversa a 34 y 49 N, excepto ProBase Hot a 5° C al aplicar 49 N.
- Las muestras de ProBase Hot y Lucitone 199 sometidas a 55° C presentaron los valores mayores de deflexión al aplicar 34.3 y 49.0 N.
- Disminuir la temperatura a 5° C reduce los valores de deflexión transversa en ambas resinas acrílicas.
- El valor de módulo elástico es superior a 2GPa como lo indica la ISO 1567 en todos los grupos evaluados, excepto por Lucitone 199 al utilizarlo a 55° C.
- Lucitone 199 es una resina acrílica más flexible pero con menor resistencia a la fractura. Mientras que ProBase Hot es un acrílico con mayor rigidez y mayor resistencia a la fractura.

- El módulo de elasticidad es inversamente proporcional a la temperatura, la deflexión es directamente proporcional al aumento o disminución de la temperatura al someter las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot a las pruebas de flexión.
- Someter las resinas acrílicas Lucitone 199 y ProBase Hot a 55°C produce menores valores en las propiedades de flexión, por lo que se recomienda que los pacientes no consuman alimentos con temperatura tan alta para evitar modificar las propiedades de la prótesis que podrían llevar al desajuste.

Bibliografía

1. Barceló H, Palma M. Materiales Dentales Conocimientos básicos aplicados. Ed. Trillas, México;2002. p. 222-32.
2. Machado C, Sanchez E, Azer S, Uribe J. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. J Prosthet Dent 2007;35:930-33.
3. Bertassoni L, Marshall G. Effect of pre-and postpolymerization of flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. J Prosthet Dent 2008;100:449-57.
4. Blum J, Weiner S, Berendsen P. Effects of thermocycling on the margins of transitional acrylic resin crowns. J Prosthet Dent 1991;65:644-6.
5. Barbosa D, Souza R, Pero A. Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. J Appl Polym Sci.2007;15(5):424-8.
6. Diaz-Arnold A, Vargas M, Shaul K. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. J Prosthet Dent 2008;100:47-51.
7. Guzmán H. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. Ed. Cat Editores, Colombia;1990. p. 170-78.
8. Anusavice P. La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips. Ed. Mc. Graw Hill,México;1999. p. 3-7, 219-70.
9. Craig RG. Materiales Dentales. Ed. Interamericana 3ª Edición. México;1985. p. 277-83.
10. Winkler S. The History of Resins in Dentistry. Ed. Sanders.North America,1975.

11. Gülay U, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 1999;81:616-20.
12. Vallitu PF, Lassila VP. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. *J Oral Rehab* 1993;21:241-48.
13. Jagger DC, Jagger RC, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *J Oral Rehab* 2002;29:263-67.
14. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehab* 1999;26:185-94.
15. Vega J. Polímeros Acrílicos en Odontología, Materiales dentales en odontología, 1ª ed. Ediciones Avances Médico Dentales. México;1996. p. 273-90.
16. Erick JD. Biological Properties of denture base resins. *Dental Clinics of North America* 1977;21:459-64.
17. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 9th ed. Philadelphia: WB Saunders;1991. p. 133-83.
18. Combe E. Materiales poliméricos para base de prótesis, Materiales dentales, 1ª ed. Editorial Labor, España, 1990. p. 245-56.
19. Xia CM, Changxi S, Weizhou H. Rapid processing procedure for heat polymerization of polymethyl methacrylate in a pressure cooker with automatic controls. *J Prosthet Dent* 1996;4:445-447.
20. Messersmith P, Obrez A, Lindberg S. New acrylic resin composite with improved thermal diffusivity. *J. Prosthet Dent* 1998;3:278-284.
21. Reisbick E. Materiales Dentales en Odontología Clínica, Ed. El Manual Moderno, México,1982. p. 287-95

22. Revised American Dental Association Specification No. 12 for denture base polymers. Am Dent Assoc 1975;90:85–92.
23. Sharry J. Prostodoncia dental completa. Ediciones Toray, Barcelona, 1977. p. 270-77.
24. Williams DF. Materiales en la odontología clínica. 1ª ed. Oxford: Editorial Mundi S.A.I.C y F;1982. p. 299-323.
25. <http://www.propilco.com/faq/FAQPage.asp?iFAQArea=2#Q1122>
26. http://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%B3dulo_de_elasticidad
27. Steenbecker GO. Principios y bases de los materiales en operatoria dental estética adhesiva. 1ª ed.
28. Dubois RJ, Kyriakakis P, Weiner S. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light – polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. J Prosthet Dent 1999;82:161–6.
29. Ruyter IE, Svendsen S. Flexural properties of denture base polymers. J Prosthet Dent 1980;43:95–104.
30. Karacaer O, Polat T, Tezvergil A. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection-and a compression-molded denture base polymer. J Prosthet Dent 2003;90:385–93.
31. Alvízar R, Guerrero J. Medición de la deflexión transversa en diferentes marcas de acrílicos termo curables para base de dentaduras con y sin insertos metálicos. In vitro. Tesis. Especialidad Prótesis bucal. DEPEI, Facultad de Odontología UNAM. 2003
32. Osorio A, Guerrero J. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para base de dentaduras con y sin insertos metálicos. Tesis. Especialidad Prótesis bucal. DEPEI, Facultad de Odontología UNAM. 2003

33. Williamson D, Boyer DB, Aquilino SA. Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1994;72:635–38.
34. ISO 1567. Dentistry-Denture base Organization for Standardization;1999.
35. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials *J Prosthet Dent* 2005;93:372-7.
36. Acosta L, Barceló F, Alvarez C, Reyes J. Synthesis and characterization of poly(methylmethacrylate) polymerized by microwave energy or conventional water bath. *J Appl Polym Sci* 2008;109:3953-60.
37. Meng T, Latta M. Physical properties of four acrylic denture base resins. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2005;6:93-100.