UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COMPARATIVA DE DEFLEXIÓN TRANSVERSA EN CUATRO RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS EN LA FABRICACIÓN DE BASES PARA DENTADURA.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

BENJAMÍN ROBLES ESPÍN

TUTORA: ESP. LIZBETH BARAJAS DE LA VEGA

ASESOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

Ciudad Universitaria, CDMX. 2017

Universidad Nacional Autónoma de México
UNAM
Biblioteca Central
Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

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.

A la memoria de mi madre.

AGRADECIMIENTOS

Primero y como más importante quiero agradecer a mi amado padre, por su apoyo incondicional, por ser mi soporte de vida y ejemplo de trabajo y perseverancia. Sin ti nada de esto sería posible.

A mis queridos hermanos, Manuel e Isaura por estar conmigo, impulsarme y aconsejarme en todo momento.

A mi tía Mónica, por su apoyo y confianza.

Al Dr. Fernando Espinosa, por guiarme en mis primeros pasos dentro de la profesión.

A mi tutora, la Esp. Lizbeth Barajas de la Vega, y mi asesor el Mtro. Jorge Guerrero Ibarra, por su entrega a la docencia y por guiarme con juicio y paciencia durante mi formación profesional.

A mis amigos de la Universidad, Fatima, Erick, Luis, Daniela, Gaby y Ernesto. Por los buenos momentos y también por los no tan buenos.

A mi respetada Facultad de Odontología y a la Universidad Nacional Autónoma de México.

A el laboratorio de Materiales Dentales de la DEPeI.

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"

GRACIAS

CONTENIDO

ANEXO DE IMÁGENES vii

ANEXO DE TABLAS viii

ANEXO DE GRÁFICAS ix

RESUMEN....1

INTRODUCCIÓN....2

ANTECEDENTES....5

Madera....5

Hueso....5

Marfil....6

Porcelana....6

Oro.....6

Vulcanita....7

Concha de tortuga....7

Gutapercha....7

Aluminio....8

Celuloide....8

Acero inoxidable y metales comunes....8

Baquelita....8

Cloruro de Polivinilo....9

Polimetacrilato de Metilo....10

Propiedades ideales de un material utilizado como base para dentadura....10

Polimetacrilato de Metilo (PMMA)....12

Química del PMMA.....13

Interacción polímero-monómero.....14

PMMA Termocurable.....15

1. Resina acrílica de resistencia de alto impacto.....15
2. Resina acrílica de curado rápido 15
3. Resina acrílica de curado por energía de microondas.....16

Tipos de moldeado.....17

1. Técnica compresión.....17
2. Técnica por inyección.....17
3. CAD/CAM.....18

Composición de las resinas acrílicas que se utilizaron en el estudio.....19

1. Lucitone 199®.....19
2. Opti-Cryl®.....19
3. Ivocap Sr High Impact®.....19
4. Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®.....20

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....21

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....22

HIPÓTESIS.....23

Hipótesis de trabajo.....23

Hipótesis nula.....23

Hipótesis alterna.....23

OBJETIVOS.....24

Objetivo general.....24

Objetivos específicos.....24

METODOLOGÍA.....25

Tipo de estudio.....25

Universo de trabajo.....25

Muestreo.....25

Criterios de inclusión.....25

Criterios de exclusión.....25

Variables dependientes.....26

Variables independientes.....26

MATERIAL Y EQUIPO.....26

MÉTODO.....28

Formación de los grupos.....28

Elaboración del patrón de cera.....28

Elaboración de muestras Lucitone199®.....29

Elaboración de muestras Opti-Cryl®.....31

Elaboración de muestras Ivocap SR High Impact®.....33

Elaboración de muestras CAD/CAM Temp Basic Tissue (Zirkon Zahn®).....36

Prueba de deflexión transversa.....37

Método de Registro.....40

RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....41

DISCUSIÓN.....45

CONCLUSIÓN.....47

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....48

ANEXO DE IMÁGENES

Figura 1. Patrón de cera.....28

Figura 2. Patrones de cera enmuflados en yeso Tipo II.....29

Figura 3. Enmuflado con muestras polimerizadas de acrílico Lucitone 19®.....30

Figura 4. Enmuflado con molde desencerado.....31

Figura 5. Enmuflado con muestras Opti-Cryl® polimerizadas.....32

Figura 6. Mufla de sistema Ivocap SR con patrones de cera y cueles de cera de 3 mm (Pala).....33

Figura 7. Cápsula de Ivocap SR High Impact.....34

Figura 8. Se colocó la unidad SR-Ivocap en la tina de polimerización, donde se mantuvo durante 35 minutos con el agua en punto de ebullición.....35

Figura 9. Enmuflado con muestras Ivocap SR High Impact.....35

Figura 10. Se realizó un prototipo digital de las muestras con medidas de 65x20x3.5 mm.....36

Figura 11. Se acomodaron 9 muestras en un bloque digital de 20 mm de grosor.....36

Figura 12. Fresadora Milling Unit M5 de ZirconZahn® tallando bloque de PMMA.....37

Figura 13. Bloque de Temp Basic Tissue Zirkon Zahn® con muestra tallada.....37

Figura 14. Muestra terminada de Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®.....37

Figura 15. Las muestras se colocaron en un Horno Felisa a 37±1°C por 50 horas.....38

Figura 16. Las muestras se sometieron a carga en la máquina universal de pruebas mecánicas con una celda de carga AFTI(Mecmesin Inglaterra).....39

ANEXO DE TABLAS

Tabla I. Propiedades ideales de los materiales utilizados como base de dentadura.....11

Tabla II. Muestreo.....25

Tabla III. Esquema indicado en la norma 12 de la ADA para el registro de la lectura.....40

Tabla IV. Comparación de grupos del post-hoc (Tukey Test) a una P<0.050… 42

Tabla V. Rangos de deflexión obtenidos en el estudio y rangos de deflexión indicados por la norma.....44

ANEXO DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Valores más altos de deflexión a 3,500……41

Gráfica 2. Valores más altos de deflexión a 5,000g……43

RESUMEN

Objetivo. El objetivo de este estudio fue comparar la deflexión transversa de cuatro resinas acrílicas mediante un dispositivo universal de pruebas. **Método.** Para este estudio se probó acrílico de termocurado convencional, acrílico de termocurado por microondas, acrílico inyectado de alto impacto y acrílico CAD/CAM. Se fabricaron 15 muestras de 65mm x 10mm x 2.5mm de cada material. La prueba se realizó siguiendo las indicaciones de la norma 12 de la ADA. Cada especímen se montó en una máquina universal de pruebas mecánicas con celda de carga AFTI, se midió la deflexión transversa y se analizaron los resultados por análisis de varianza(ANOVA) de una vía y se compararon los grupos con un post-hoc (Tukey). **Resultados.** Los resultados mostraron que hubo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos. **Conclusión.** El acrílico de termocurado por microondas y de termocurado convencional presentaron valores más bajos de deflexión transversa en comparación con la resina acrílica inyectada de alto impacto y la resina CAD/CAM.

INTRODUCCIÓN

Durante las últimas tres décadas, los avances en la odontología se deben en gran parte a los resultados de la investigación científica. De particular interés, son desarrollos en el campo de los materiales dentales. El incremento en la cobertura mediática ha dado lugar al aumento en el conocimiento y la conciencia del paciente sobre los tratamientos dentales que se les pueden proporcionar y como resultado directo de un incremento en la expectativa de los resultados.

Muchos aspectos durante el tratamiento en prostodoncia; ya sean clínicos o de laboratorio, pueden tener un impacto en la satisfacción del paciente y en el éxito clínico del tratamiento.

Esta tesis, se centrará en medir la deflexión transversa de los materiales que se utilizan para la elaboración de bases para dentadura, en particular de cuatro resinas a base de polimetilmetacrilato (PMMA). Estos materiales libres de metal, son los más utilizados para el tratamiento de prótesis totales removibles.[1]

El uso de la resina acrílica como base para dentaduras, ha revolucionado la ciencia de los materiales dentales desde su descubrimiento. Muchas prótesis hechas de polímeros han estado en uso por las últimas seis décadas, y existe una continua búsqueda de nuevos polímeros como materiales protésicos con mejor biocompatibilidad y mayor resistencia. Desde el primer polimerizado por Walter Bauer en 1937, las bases de dentadura de resina acrílica gradualmente tomaron el lugar de la base

de metal tradicional, y se hizo más común su uso clínico en la fabricación como bases de dentaduras. Desde entonces, el (PMMA) sigue siendo el material más usado en la elaboración de dichas bases, por su excelente estética, facilidad de procesamiento, sencillez de reparación y bajos costos.[2]

Sin embargo, este material no es ideal en todos los sentidos, pues tiene algunas desventajas en sus aspectos mecánicos en prótesis, como: susceptibilidad a la fractura, baja resistencia al desgaste, dureza insuficiente y baja flexibilidad.[3]

La resistencia de las resinas acrílicas para bases varía según la composición de la resina, el proceso técnico y el medio en que funciona la prótesis.[4] Por lo general, las propiedades tensionales de la resina se miden por un ensayo de resistencia transversal como lo describe la especificación número 12 de la American Dental Association (ADA). [5]

Se ha considerado la prueba de deflexión transversa, como una de las pruebas más importantes en los materiales que se utilizan como bases para dentaduras, ya que se someten a una gran cantidad de fuerzas de flexión en la boca. [6] La deflexión transversa se refiere a la deformación por flexión de un objeto.[7]

La exigencia de la especificación núm. 12 de la ADA estipula ciertas deflexiones máximas, ejerciendo en el centro de las muestras diversas cargas. En la práctica, la prueba evalúa una combinación de propiedades, como la resistencia a la tensión (máximo esfuerzo de tensión que puede soportar un material antes de fracturarse), resistencia a la compresión (esfuerzo máximo que puede soportar un material bajo una carga

de aplastamiento) y módulo de elasticidad (medida de la tenacidad y rigidez del material).

La fractura de la base de la prótesis de resina acrílica ocurre con frecuencia. Entre las causas de fractura más frecuentes se encuentran el grosor inapropiado de las bases de las dentaduras, ajustes oclusales mal realizados y la degradación química del material, reflejándose en un gran número de reparaciones de prótesis anualmente.[4] Por lo tanto, para superar estos inconvenientes, se ha generado un gran avance en el campo de los acrílicos. Por ejemplo: Se han hecho resinas hipoalergénicas, superando problemas de alergias al monómero y se han reforzado con diferentes materiales para hacerlas más resistentes. Varios materiales a base de (PMMA) son usados para bases de dentadura, esto incluye las resinas de vaciado, las de curado rápido por calor, las activadas por luz y las resinas de alto impacto.[8]

Antes de embarcarse en una revisión general de los materiales disponibles para prótesis removible, es de interés hablar de la historia de la prostodoncia y el desarrollo de los precursores de los materiales modernos.

ANTECEDENTES

La pérdida de dientes y el uso de materiales para reemplazarlos no es una idea nueva.

La odontología como especialidad empezó en el año 3000 a.C. Se cree que la primer prótesis dental que se construyó fue en Egipto alrededor del año 2500 a.C. ; después de eso hay registros de dentaduras más hábilmente diseñadas en los años 700 d.C. Durante la Edad Media, las dentaduras eran rara vez consideradas como una opción de tratamiento. A diferencia de los polímeros utilizados hoy en día las dentaduras hasta los años 1700 usualmente eran talladas a mano en madera, marfil, hueso de ballena o hipopótamo e iban atadas en su lugar con hilos de seda o metal.[9] La habilidad requerida y la dificultad para la construcción de estas prótesis las convertía en algo excesivamente costoso e inalcanzable para la mayoría, menos para la sociedad más adinerada.[10]

MADERA

Por años, las dentaduras fueron diseñadas de madera porque era fácil de conseguir, relativamente económica y podía ser tallada con la forma deseada. Sin embargo se deformaba y agrietaba con la humedad, carecía de estética y se degradaba en el ambiente oral.

HUESO

Las prótesis totales hechas de hueso se hicieron muy populares debido a su disponibilidad, costo razonable y capacidad de tallado. Está reportado que Fauchard fabricó dentaduras midiendo arcos individuales con un compás y cortando hueso

para adaptarlo a los arcos. Tenía mejor estabilidad que la madera, sin embargo, seguía careciendo de estética e higiene.

MARFIL

Las bases para dentaduras de marfil y los dientes artificiales eran formados tallando el material a la forma deseada. Eran relativamente estables en el ambiente oral y ofrecían ventajas estéticas e higiénicas en comparación con la madera o el hueso. Sin embargo, el marfil no era fácil de conseguir y era caro.

PORCELANA

Alexis Duchateau (1774) fue el primero en fabricar dentaduras de porcelana. En 1788 un dentista francés, Nicholas Dubois de Chemant, hizo una dentadura completa de un solo bloque con porcelana horneada. Las ventajas eran que podía ser modelada fácilmente, aseguraba íntimo contacto con el tejido subyacente, eran estables, tenía mínima absorción de agua, superficies lisas después del glaseado, menos porosidad y podía ser teñido, pero sus inconvenientes eran su fragilidad y la dificultad de pulido. Loomis (1854), Charles H Tierra (1890) y Alexander Gutowski (1962) experimentaron con diferentes tipos de porcelanas para elaboración de prótesis dentales.

ORO

En 1794 John Greenwood comenzó a estampar oro para bases de dentadura. Por lo general, se hacían aleaciones de oro de 18 a 20 quilates con plata y los dientes eran incrustados en la aleación.

Greenwood también hizo dentaduras para George Washington, quizás una de las personas más celebres del siglo XVIII, quien uso dentaduras durante su presidencia (1789-1797). Las dentaduras aparentemente eran aseguradas a su boca mediante resortes y bisagras.[11]

VULCANITA

Charles Goodyear en 1839, descubrió el proceso de vulcanización por calor seco, calentando caucho, azufre y plomo blanco. En 1851, Goodyear utiliza esta técnica para producir un reticulado duro llamado Vulcanita. El ajuste de estas bases permitió la auto retención de la dentadura, dejando obsoleto otro tipo de dentaduras. Estas fueron las primeras dentaduras funcionales, duraderas y económicas, que hicieron un gran avance en el tratamiento dental. La gran desventaja de estas bases de dentadura, era su color rojo obscuro que era difícil de pigmentar, y que tenía gran absorción de saliva, lo que la hacía poco higiénica. Las dentaduras de vulcanita fueron muy populares hasta que en 1940 fueron reemplazadas por las de acrílico.[12]

CONCHA DE TORTUGA

CF Harrington (1850) introdujo el primer material termoplástico como material de dentadura, la base de concha de tortuga.

GUTAPERCHA

Edwin Truman (1851) utiliza gutapercha como base de prótesis pero era muy inestable.

ALUMINIO

El doctor Bean (1867) inventó la máquina de fundición e hizo la primer base para dentadura colada en aluminio.

CELULOIDE

Un polímero basado en celulosa natural, se introdujo en 1869 por J. Smith Hyatt. Esto se produce por la plastificación del nitrato de celulosa con alcanfor. El material resultante podía ser pigmentado del color rosa deseado. Entonces la base para dentadura era construida presionando celulosa en un molde seco y caliente. Sin embargo, su popularidad pronto se desvaneció debido a una gran cantidad de factores adversos como: su distorsión, decoloración, gran absorción de agua, fácil pigmentación y difícil reparación. Además los pacientes también se quejaban con frecuencia del sabor a alcanfor residual de la base de la prótesis.[13]

ACERO INOXIDABLE Y METALES COMUNES

El Ni-Cr y Co-Cr fueron obtenidos por E. Haynes (1907), pero ganaron popularidad después de 1937 debido a su baja densidad, bajo costo de material, mayor resistencia a la corrosión y alto módulo de elasticidad. La alergia al Níquel y la dificultad para ajustar planteaba un gran problema.

BAQUELITA

El Dr. Leo Bakeland (1909) introdujo esta resina de fenol-formaldehído. Fue producida para uso comercial en odontología en 1924. Inmediatamente después de procesada, su estética era considerada excelente. Sin embargo, su pigmentación y el sa-

bor del fenol, eran un gran inconveniente. Por otra parte las prótesis eran muy frágiles y propensas a la fractura. La vida útil del material era muy corta, eran difíciles de reparar y sus propiedades eran muy variables entre cada uno de los lotes manufacturados.[14]

CLORURO DE POLIVINILO

Un co-polímero de cloruro de vinilo (80%) y acetato de vinilo (20%), fue introducido como material de base de dentadura en 1930. Era procesado de manera similar al celuloide, presionando el material caliente en un molde. Uno de los problemas asociados con esta técnica era la presencia de tensiones residuales en el material, posterior al procesado. Este estrés residual resultaba en deformación gradual de la base de la prótesis y generalmente en fractura durante el uso funcional.[15] La estética también era comprometida por el calentamiento del material, lo que causaba decoloración.[16]

El PVC plastificado ya sea con dibutilo o dioctilo de ftalato todavía se utiliza como material de revestimiento en dentaduras y en la construcción de protectores bucales deportivos. Cuando se usa para construir protectores bucales deportivos, el material se fabrica en láminas pre-plastificadas. Utilizando un vaccum son calentadas y moldeadas al contorno deseado, para sellar la lámina del material sobre el modelo del paciente.[17] Aunque se sigue usando como material de revestimiento en prótesis, sus propiedades están lejos de ser las de un material ideal.

POLIMETACRILATO DE METILO

Rohm y Hass (1936) introdujeron el PMMA en forma de lámina y Nemours (1937) en forma de polvo. El Dr. Walter Wright (1937) introdujo el polimetilmetacrilato como material de base de dentaduras, polímero principal que se utiliza a la fecha.[18,19]

Propiedades ideales de los materiales utilizados como bases para dentadura

Para que un material tenga éxito en prótesis, debe ser aceptado por el técnico dental , el cirujano dentista y aún más importante, por el paciente. Para cumplir con los requisitos de todo lo anterior, y ser considerado un material adecuado, debe tener las cualidades mecánicas, físicas, estéticas, de estabilidad y de biocompatibilidad que se indican en la *Tabla I*.[20]

Mecánicas	Estabilidad	Físicas	Biocompatibilidad	Estética	Otras
Adecuada deflexión transversa	Resistencia a la abrasión	Mismo coeficiente de expansión térmico que los dientes de la prótesis	No tóxico	Pigmentable	Radiopaco
Alto módulo de elasticidad	Capacidad de mantener alto brillo	Conductor de calor	No irritante	Traslúcido	Fácil de fabricar
Alto límite proporcional	Fácil higiene por parte del paciente	Baja densidad (ligera)	Insoluble en medio oral	Alto brillo	Bajo Costo
Alta resistencia al impacto		Punto de derretimiento mas alto que los alimentos y bebidas ingeridos	No absorbente		
Resistencia a la abrasión		Estabilidad dimensional (durante el procesado y función)	Inerte		
Capacidad de mantener alto brillo					

Tabla I. *Propiedades ideales de los materiales utilizados como base para dentadura*

Polimetacrilato de metilo (PMMA)

No ha sido inventado un material para elaboración de bases para dentadura que cumpla completamente con todas las propiedades contenidas en la Tabla 1. Desde su introducción en 1937, la mayoría de las bases para dentadura han sido fabricadas utilizando resina de polimetacrilato de metilo. Esto se debe a sus favorables características como son: fácil procesado, pigmentable, alto pulido, dureza adecuada, fácil reparación después de una fractura, baja absorción de agua, baja solubilidad y baja toxicidad.[15] Sin embargo, el PMMA esta lejos de ser el material perfecto de base para dentadura. Debido a el alto coeficiente de expansión térmica, tiene gran contracción volumétrica durante el procesado, condición que implica cambios dimensionales en la prótesis.[21]

Otra desventaja es que las prótesis construidas de PMMA son radiotransparentes, y existen preocupaciones acerca de la dificultad de remover fragmentos aspirados de dentaduras fracturadas, debido a que no hay forma de detectarla por medios radiográficos.[22] La adición de bismuto (10-15%) o sales de uranio ofrecen radiodensidad, pero a costa de una mayor deflexión transversa y mayor absorción de agua, lo que provocaría mayor fragilidad del material y mayor retención de bacterias.[18]

Química del PMMA

La polimerización del PMMA implica un complejo de reacciones químicas, estas son : iniciación, propagación, terminación, transferencia de cadena y tacticidad.[23] Cada una se explica a continuación.

El PMMA se forma de la polimerización por adición de varias moléculas de metacrilato de metilo en presencia de un iniciador, comúnmente el peróxido de benzoilo. El peróxido de benzoilo se desdobla en presencia de un activador químico o físico (calor), formando radicales libres. Estos actúan sobre el grupo vinilo del metacrilato de metilo, abriendo el doble enlace, causando la formación de un nuevo enlace simple de carbono. Esto es conocido como reacción en cadena de polimerización por adición de radicales libres[21]. Durante el proceso de polimerización se pueden unir dos o más cadenas de polímero, dependiendo de la cantidad de dimetacrilato de glicol añadido a la mezcla. El dimetacrilato de glicol, es química y estructuralmente similar al metacrilato de metilo pero con dos dobles uniones de carbono-carbono por molécula, lo que permite que pueda ser incorporado en dos cadenas poliméricas en crecimiento.[24]

El desdoblamiento de cada enlace doble, resulta en la producción de otro radical libre, capaz de unirse a otro doble enlace, y en consecuencia generar otro radical libre y la continuación de la reacción. Esto se denomina como propagación en cadena.

La terminación de la cadena depende de la concentración de radicales libres disponibles y deriva de la reacción mutua de

estos mismos.

El radical libre formado a partir del doble enlace de metacrilato de metilo no es simétrico, y resulta en un átomo de carbono en un ambiente asimétrico, dando como producto un polímero atáctico.[23]

Interacción Polímero-Monómero

Cuando se mezcla el polímero y el monómero en las proporciones adecuadas, se produce una masa manipulable. Esa masa pasa por 5 etapas visibles. Estas etapas se describen como:

Etapa arenosa: Es el inicio de la polimerización, la interacción a nivel molecular es mínima. Las partículas de polímero permanecen sin alteración.

Etapa filamentosa: Es la fase de activación. En esta etapa el monómero ataca la superficie del polímero y es absorbido en sus partículas. Algunas cadenas son dispersadas en el líquido aumentando de este modo la viscosidad de la mezcla. Esta etapa se caracteriza porque la mezcla es pegajosa al contacto.

Etapa plástica: A nivel molecular, se aumenta el número de cadenas poliméricas en la solución. Clínicamente, la masa ya no es pegajosa ni se adhiere a las paredes del recipiente. Las características del material en esta etapa son ideales para comprimirlo en el molde.

Etapa elástica: La deformación es irreversible debido a que el monómero se disipa por evaporación y por penetración en las partículas remanentes de polímero.

Etapa rígida: Endurecimiento total de la mezcla, es resisten-

te a la deformación mecánica.[21]

PMMA termocurable

La energía térmica requerida para la polimerización de dicho material puede ser generada, mediante un baño de agua o usando un horno de microondas.

Se suministra en forma de polvo-líquido. El polvo contiene perlas de polimetilmetacrilato, junto con peróxido de benzoilo, pigmentos y opacadores. El líquido contiene metacrilato de metilo, con hidroquinona, que previene la polimerización mientras esta almacenado y retrasa el proceso de curado aumentando así el tiempo de trabajo. También puede ser agregado en el líquido etilenglicol dimetacrilato, en una concentración de 1% a 2% por volumen.

1. Resina acrílica de resistencia de alto impacto

Estos polímeros son similares a los materiales de metacrilato de metilo activado por calor, pero están reforzados con caucho de butadieno-estireno. Las partículas de caucho se injertan en el metacrilato de metilo para unirse con la matriz acrílica. Estos materiales se suministran en forma de polvo-líquido y se procesan de forma convencional.[18]

2. Resina acrílica termocurable rápida

Estos son acrílicos híbridos, con iniciadores químicos y activados por calor, para acelerar la polimerización sin generar mucha porosidad. Son polimerizados en agua hirviendo (92.8º en la Ciudad de México) por 20 minutos inmediatamente después de haber sido enmuflados. Después del curado en banco se deja enfriar a temperatura ambiente.[18]

3. Resina acrílica activada por energía de microondas

Nishii (1968) utilizó por primera vez la energía de microondas con el objeto de polimerizar resina para base de dentadura en un microondas de 400watt por 2.5 minutos. Se utilizan muflas especiales de policarbonato o de plásticos reforzados con fibra. La resina de PMMA se puede polimerizar usando energía de microondas gracias a que la molécula de metacrilato de metilo es asimétrica. Los microondas son una forma de radiación electromagnética producida por un generador llamado magnetrón, que puede usarse para generar calor dentro de la resina. Las moléculas de metacrilato de metilo son capaces de orientarse por si solas en el campo electromagnético a una frecuencia de 2450 MHz, su dirección cambia cerca de 5 billones de veces en un segundo. En consecuencia, numerosas colisiones intermoleculares se producen causando calentamiento rápido, debido a esto se crea el calor necesario para romper la molécula de peróxido de benzoilo en radicales libres dentro de la resina.

Además, esta técnica elimina el tiempo necesario para transferir el calor del horno o el agua caliente, a través de las diferentes estructuras, tales como la mufla, el investimento y el modelo de yeso a la propia resina. Por lo tanto, la misma cantidad de energía es absorbida por cada vez menos monómero, incrementando gradualmente la actividad de las moléculas. Este programa de autorregulación conduce a la completa polimerización de la resina.[25]

Tipos de modelado

Como regla, las prótesis de resina acrílica termocurable, son moldeadas por técnica de compresión o inyección como se describe a detalle a continuación.

1. Técnica por compresión.

Para permitir el procesado del acrílico primero se debe preparar el molde, esto involucra hacer la selección de los dientes y asegurarse de que se encuentren en un correcto esquema oclusal. El boceto en cera es entonces sellado en el modelo maestro y enmuflado.

Después de haber removido completamente la cera de la mufla usando agua hirviendo y detergente, el modelo es cubierto con una capa de separador.

La masilla de acrílico es preparada usando la proporción indicada por el fabricante de polímero/monómero y se deja en un recipiente con tapa hasta que esté lista para empacarse. Si se deja demasiado tiempo la masilla se pondrá rígida y empacarla será difícil si no imposible.

2. Técnica por inyección.

Además de la técnica de compresión, las bases para dentadura pueden ser fabricadas inyectando resina en muflas especialmente diseñadas. La técnica se describió por primera vez por Prior en 1942, y comercializada en 1970 por Ivoclar.[26]

A diferencia de la técnica por compresión se agregan cueles a la base de la dentadura en cera, que conducen un puerto o entrada de presión. Se usa una técnica de cera perdida como se

describió anteriormente y se reensambla la mufla. Subsecuentemente la mufla se monta en un prensa que mantiene la presión durante la inyección y procesado de la resina.

Al término de los pasos anteriores, la resina se mezcla y se inyecta en la cavidad del molde para su polimerización.

Sin embargo, no todo es tan sencillo en el modelado de inyección. En orden para facilitar la inyección del material, la viscosidad de la resina debe ser considerablemente más baja. Esto requiere una menor relación polímero-monómero.[21]

3. CAD/CAM

El CAD (computer-aided design) - CAM (computer-aided manufacturing) es un sistema que permite diseñar mediante un programa computarizado, las piezas dentales que se colocan después en la boca del paciente. Se trata de una réplica creada digitalmente, que hace posible llevar a cabo un trabajo más preciso, más ágil y más rápido que con los métodos tradicionales.

La tecnología CAD-CAM parte de un escáner que obtiene una imagen perfectamente fiel del proceso residual en el modelo. Posterior se crea el diseño en computadora de la prótesis mediante un software tridimensional. Este archivo se envía al dispositivo de fresado robotizado que fabricara las piezas, a partir de bloques prepolimerizados de PMMA.[27, 28]

Composición de las resinas acrílicas utilizadas para el estudio.

1.Lucitone 199®

Según las especificaciones de la casa comercial, la resina está indicada para la fabricación de aparatos prostodónticos.[29]

Composición

Polvo: Esferas prepolimerizadas de polimetacrilato y una pequeña cantidad de peróxido de benzoílo.

Líquido: Metacrilato de Metilo y Etilenglicol Dimetacrilato.[29]

2. Opti-Cryl®

Según las especificaciones de la casa comercial, la resina esta indicada para la elaboración de bases para prótesis totales, parciales y removibles, placas estéticas, guías quirúrgicas, placas de bruxismo o placas neuromiorelajantes (NMR) y dientes provisionales.[30]

Composición

Polvo: Polimetilmetacrilato, pigmentos y poliéster (Si se requiere referencia con jaspeado).

Líquido: Metacrilato de Metilo y Etilenglicol Dimetacrilato[30]

3. Ivocap SR High Impact®

Según las especificaciones de la casa comercial, la resina esta indicada para prótesis total, prótesis parcial, rebases, trabajos ortodónticos y férulas.[31]

Composición

Polvo: Polimetilmetacrilato, Copolímero, Peróxido de benzoilo, Pigmentos

Líquido: Metilmetacrilato, Dimetacrilato (reticulante), Copolímero.[31]

4.Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®

Según las especificaciones de la casa comercial, la resina esta indicada para la elaboración de bases para prótesis totales.[32]

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El éxito para la elaboración de una prótesis total eficiente esta determinado por diferentes factores, entre ellos la elección del material definitivo para la base de la dentadura, que debe ser biocompatible y brindar mayor y mejor tiempo de vida.[33]

En los últimos años, ha incrementado la cantidad de materiales y técnicas a elegir, pero la información acerca de sus propiedades es muy escasa, el empleo de estos no ha sido suficientemente argumentado por lo que podríamos estar utilizando materiales en donde se generan sobrecargas mecánicas y estrés funcional, con consecuencias de pérdida ósea en el reborde alveolar. Falta realizar estudios donde se mencione la utilización de materiales y técnicas de más reciente aparición en el mercado. Por lo anterior, nos generamos el siguiente cuestionamiento ¿El rango de deformación de Opti-Cryl®, Ivocap SR High Impact® y Temp Basic Tissue Zirkon Zahn® cumple con las especificaciones de la norma no. 12 de la ADA?

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Actualmente existe gran variedad de materiales para elegir en la elaboración de una base de dentadura en una prótesis total. Los materiales de más reciente aparición ofrecen menor tiempo de trabajo, mejor estética y mayor resistencia a la fractura; cada casa comercial promete ser la mejor, pero la falta de información sobre las propiedades mecánicas de los materiales, entre ellas la deflexión transversa, hace necesario realizar investigaciones que permitan obtener resultados que se puedan comparar, con el fin de diseminar y divulgar información que nos permita elegir el material adecuado de acuerdo a nuestras necesidades y las del paciente.

HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo

Las muestras elaboradas con resina termocurable (Lucitone 199®), obtendrán valores más bajos en la prueba de deflexión transversa, en comparación con las muestras elaboradas con resina acrílica activada por energía de microondas (Opti-Cryl®), las muestras de resina acrílica inyectada de alto impacto(Ivocap SR High Impact®) y las muestras CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®).

Hipótesis nula

Las muestras elaboradas con resina termocurable (Lucitone 199®), no obtendrán valores más bajos en la prueba de deflexión transversa, en comparación con las muestras elaboradas con resina acrílica activada por energía de microondas (Opti-Cryl®), las muestras de resina acrílica inyectada de alto impacto (Ivocap SR High Impact®) y las muestras de CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®).

Hipótesis alterna

Las muestras elaboradas con resina termocurable (Lucitone 199®) obtendrán valores similares en las pruebas de deflexión transversa, en comparación con las muestras elaboradas con resina acrílica activada por energía de microondas (Opti-Cryl®), las muestras de resina acrílica inyectada de alto impacto(Ivocap SR High Impact®) y las muestras CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®).

OBJETIVOS

Objetivo General:

Comparar la deflexión transversa de cuatro resinas acrílicas como materiales para elaboración de bases de dentadura en prótesis totales.

Objetivos Específicos:

1. Determinar la deflexión transversa de la resina acrílica termocurable (Lucitone 199®) como material para elaboración de bases para dentadura en prótesis totales.
2. Determinar la deflexión transversa de resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®) como material para elaboración de bases para dentadura en prótesis totales.
3. Determinar la deflexión transversa de resina acrílica inyectada de alto impacto(Ivocap SR High Impact®) para elaboración de bases para dentadura en prótesis totales.
4. Determinar la deflexión transversa de una resina acrílica obtenida por medio de CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®) para elaboración de bases para dentadura en prótesis totales.
5. Comparar los resultados obtenidos de las pruebas de deflexión transversa de la resina acrílica termocurable (Lucitone 199®), la resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®), la resina acrílica inyectada de alto impacto (Ivocap SR®) y la resina fresada con sistema CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®) como materiales

utilizados para la elaboración de bases de dentadura en prótesis totales.

METODOLOGÍA

- Tipo de estudio.

Experimental y comparativo.

- Universo de trabajo

Resinas acrílicas para base de dentadura.

- Muestreo

Grupo	# de muestras
Resina acrílica termocurable (Lucitone 199®)	15
Resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®)	15
Resina acrílica inyectada de alto impacto (Ivocap SR High Impact®)	15
Resina acrílica CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®)	15

Tabla II. *Muestreo.*

- Criterios de Inclusión: Muestras de resina acrílica Lucitone 199®, Opti-Cryl®, Ivocap SR High Impact® y Temp Basic Tissue ZirkonZahn® con dimensiones de 65x10x2.5mm, con superficie libre de imperfecciones y porosidades.
- Criterios de Exclusión: Muestras que no cumplan con los criterios de inclusión y que tengan imperfecciones en la superficie y/o porosidades.

- Variable dependiente:
  - Deflexión transversa de los materiales

- Variables independientes:
  - Composición de cada uno de los materiales
  - Presión ejercida sobre las muestras
  - Relación polvo-líquido en la mezcla de la resina
  - Técnica de curado
  - Temperatura de curado

MATERIAL Y EQUIPO

- Polimerizadora (Mestra®)
- Espátula para yeso
- Taza de hule
- Pincel
- Probeta
- Báscula analitica
- Vibrador (Whip Mix)
- Mezcladora de yeso (Renfert Twister)
- Prensa (Manfredi OL 463)
- Vernier Digital (Fowler & NSK Max-Cal)
- Máquina universal de pruebas mecánicas con celda de carga AFTI (Mecmesin Inglaterra)
- Freson de acrílico de baja velocidad
- Escaner SG00 ARTI (ZirconZahn®)
- Fresadora Milling Unit M5 (ZirconZahn®)
- Horno (Felisa®)
- Cap Vibrator (Ivoclar Vivadent)
- Muflas de bronce (Lower)
- Muflas para microondas (Tecnoflask)

- Muflas SR Ivocap (Ivoclar Vivadent)
- Horno de Microondas
- Exacto
- Lija de agua calibre 200
- Campos
- Algodón
- Vaselina
- Flanera de vidrio con tapa plástica
- Cera calibrada 0.5mm (Yeti Dental)
- Cera de canales 3mm (Pala)
- Zetalabor (Zhermack)
- Resina acrílica termocurable por método convencional (Lucitone 199®)
- Resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®)
- Resina acrílica inyectada (Ivocap SR High Impact®)
- Bloque 20mm de resina acrílica Temp Basic Tissue (Zirkon Zahn®)
- Al-Cote® (Dentsply)
- Separador Novafoil (New Stetic)
- Yeso Tipo III (Whip Mix)

MÉTODO

Formación de los grupos

Se formaron cuatro grupos con 15 muestras cada uno, integrando 60 especímenes en total. El grupo #1 de resina acrílica termocurable (Lucitone 199®), el grupo #2 de resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®), el grupo #3 de resina acrílica inyectada de alto impacto (Ivocap SR High Impact®) y el grupo #4 de resina acrílica fresada por sistema CAD/CAM Temp Basic Tissue (Zirkon Zahn®). Todas las muestras con las siguientes dimensiones, 10 mm de ancho por 65 mm de largo por 2.5 mm de grosor, cumpliendo el punto 4.3.5 de la especificación no. 12 de la ADA.[10]

Elaboración del patrón en cera

Para realizar el patrón en cera, se sobrepusieron cinco láminas de cera calibrada a 0.5mm (Yeti Dental) obteniendo así un grosor de 2.5mm, posteriormente usando una guía de papel en la que se imprimió un rectángulo con medidas de 65mm por 10mm, y con la ayuda de un exacto se seccionó el patrón del bloque de cera. Se repitió esta operación hasta que se obtuvieron 60 patrones en cera.

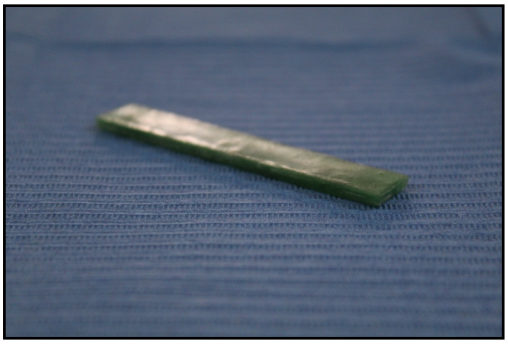


Figura 1. Patron en cera.

Elaboración de las muestras de resina acrílica termocurable (Lucitone 199®)

Las muestras se realizaron siguiendo las indicaciones de procesado de el material, según las especificaciones del casa comercial. Las muestras fueron elaboradas con la técnica de cera perdida utilizando los patrones de cera anteriormente citados. Se enmuflaron en yeso tipo III (Whip-mix) en muflas de bronce (Lower).

Figura 2. Patrones de cera enmuflados en yeso Tipo III.

Una vez fraguado el yeso, se desenceró sumergiendo la mufla en agua hirviendo (92.8°C en la Ciudad de México) durante 6 minutos. Se separó el recipiente y se lavó con detergente. Al final se utilizó sólo agua hirviendo para limpiar el molde. Una vez seco y limpio el yeso, se pincelaron dos capas de separador (AL-COTE®).

Para la mezcla, utilizando los medidores proporcionados con la resina Lucitone 199® se añadió una unidad de polvo de 32 cc a 10 ml de líquido en un recipiente de vidrio. Se agito durante 15 segundos para asegurar que el líquido llegara a

todas las partículas de polvo y se cubrió el recipiente por aproximadamente 9 minutos para permitir que el material alcanzara la consistencia de empaquetado (ni pegajosa, ni gomosa). Cuando la resina alcanzó una consistencia firme se llevó a la mufla presionando con los dedos para adaptarla al molde, se cerró la mufla lentamente y se prenso a 10 lb/in^2, se realizó el empaquetado de prueba 1 vez, retirando cada vez los excedentes de resina. Por último se dejo la mufla cerrada bajo presión durante 30 minutos en una polimerizadora Mestra®, mientras el agua alcanzaba 73 ± 1°C, temperatura a la que estuvieron durante una hora y media seguida de 30 minutos más a temperatura de ebullición.

Transcurrido ese tiempo las muflas se dejaron enfriar a temperatura ambiente por 30 minutos, seguido de 15 minutos sumergidas en agua fría.

Figura 3. Enmuflado con muestras polimerizadas de acrílico Lucitone 199®.

Retiradas las muestras de acrílico de la mufla, las imperfecciones fueron pulidas con lija de agua, corroborando las dimensiones con un vernier digital (Fowler & NSK Max-Cal).

Elaboración de las muestras de resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®)

Las muestras se realizaron siguiendo las indicaciones de procesado de el material, según las especificaciones de la casa comercial. Las muestras fueron elaboradas con la técnica de cera perdida utilizando los patrones de cera anteriormente citados. Se enmuflaron en yeso tipo III (Whip-mix) utilizando una mufla para microondas (Tecnoflask). Una vez fraguado el yeso, se desenceró la mufla colocando sobre la cera un algodón humedecido en agua, se llevo la mufla ajustada al horno y se programo a la potencia máxima del microondas durante un minuto. Se retiro la mufla y se extrajo el algodón examinando que no quedaran residuos de cera en la superficie del yeso.
Una vez limpio y seco el yeso mientras la mufla seguía caliente se pincelaron dos capas de separador (Novafoil).

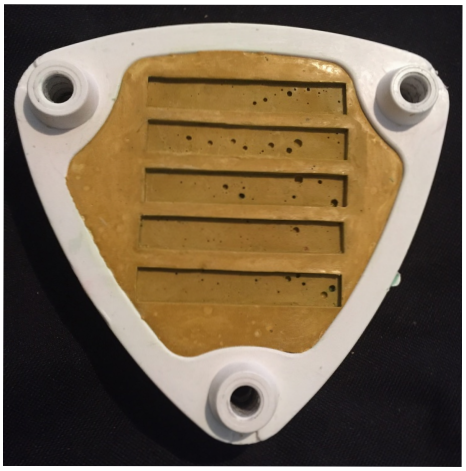


Figura 4. Enmuflado con molde desencerado.

Para la mezcla se utilizó una proporción por volumen, tres partes de polímero termopolimerizable por una parte de monómero termopolimerizable vertiendo el polímero dosificado sobre el monómero, mezclando en forma de cruz continuamente durante 30 segundos, hasta que la mezcla se encontró en etapa filamentosa. Se procedió a empaquetado del material en la mufla y se prensó hasta llegar a 1500 psi. Se destapó la mufla y se quitaron los excedentes de acrílico, se volvió a cerrar y se aplicó una presión definitiva de 2000 psi. Después del prensado final y mientras la mufla seguía bajo presión se colocaron los tornillos con ayuda de la llave del producto.
Para el polimerizado se ubicó la mufla dentro del horno con los tornillos hacia abajo, y se aplico una irradiación durante 4 minutos a una potencia del 900 watts. Terminado el tiempo de polimerización se saco la mufla del horno y se dejo enfriar a temperatura ambiente.

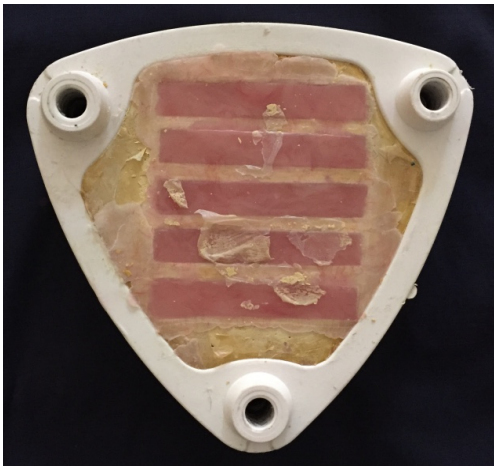


Figura 5. Enmuflado con muestras Opti-Cryl® polimerizadas.

Retiradas las muestras de acrílico de la mufla, las imperfecciones fueron pulidas con lija de agua, corroborando las dimensiones con un vernier digital (Fowler & NSK Max-Cal).

Elaboración de las muestras de resina acrílica inyectada de alto impacto (Ivocap SR High Impact®)

Las muestras se realizaron siguiendo las indicaciones de procesado del material, según las especificaciones de la casa comercial. Utilizando las muflas especiales del sistema Ivocap SR, en yeso tipo III, las muestras fueron elaboradas con la técnica de cera perdida utilizando los patrones de cera anteriormente citados, agregando canales de cera de 3mm (Pala) entre cada patrón para generar el espacio necesario por donde fluiría el acrílico. Se cubrieron los patrones utilizando Zetalabor (Zhermack).

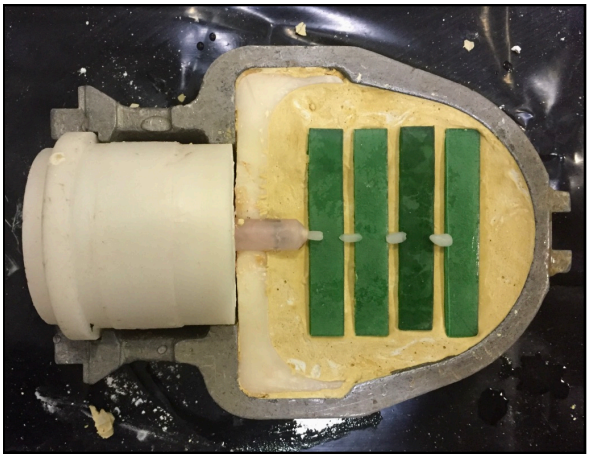


Figura 6. Mufla de sistema Ivocap SR® con patrones de cera y cueles de cera de 3 mm (Pala).

Para la preparación del acrílico, se vertió la cápsula de monómero dentro de la cápsula de polímero e inmediatamente después se inició la mezcla en el Cap-Vibrator por 5 minutos. Se colocó el émbolo y se empujó el material hacia arriba con movimientos basculantes para evitar que quedara aire entre la cápsula. Se colocó la guía de centrado con embudo en la mitad inferior de la mufla. A continuación, se unieron las mitades de la mufla, seguidamente se introdujo la mufla en la brida y se colocaron en la prensa hidráulica a 80 bar de presión. Se retiró la tapa de la cápsula y se introdujo hasta el tope. Se colocó el inyector SR Ivocap sobre la mufla, hasta que encajaron los agarres correctamente y se bajó la brida de seguridad verificando que encajara. Se conectó el inyector de presión de aire y se abrió lentamente la llave de paso, así el pistón descendió para comenzar a inyectar el material al modelo.

Figura 7. Cápsula de Ivocap SR High Impact®.

Para la polimerización se colocó la unidad SR-Ivocap en la tina de polimerización, asegurando que el agua llegara hasta la marca roja y se graduó la temperatura del agua al punto de ebullición, en donde se mantuvo la unidad durante 35 minutos. Se extrajo la unidad y se sumergió en agua fría por 30 minutos. Finalmente se colocó la brida en la prensa a 80 bar y se retiró la mufla para obtener las muestras.

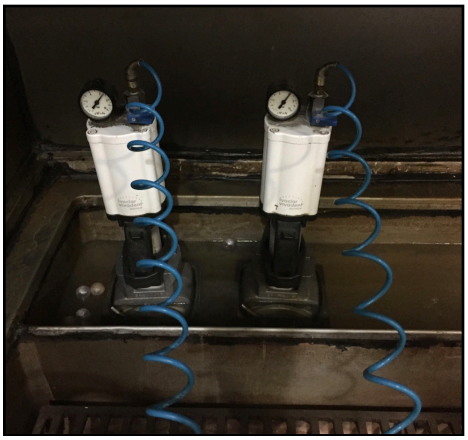


Figura 8. Se colocó la unidad SR-Ivocap en la tina de polimerización, donde se mantuvo durante 35 minutos con el agua en punto de ebullición.

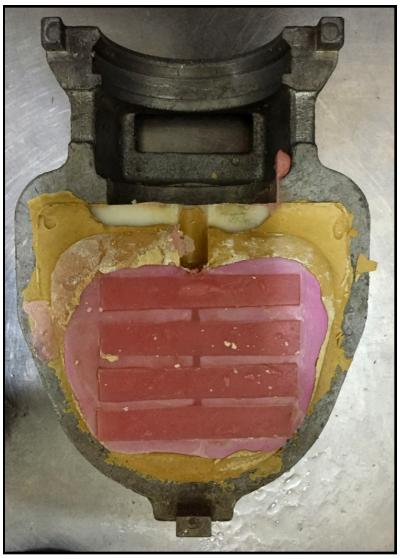


Figura 9. Enmuflado con muestras Ivocap SR High Impact.

Retiradas las muestras de acrílico de la mufla, las imperfecciones fueron pulidas con lija de agua, corroborando las dimensiones con un vernier digital (Fowler & NSK Max-Cal).

Elaboración de las muestras de resina acrílica CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®)

Las muestras se hicieron utilizando el programa Zirkonzahn.-nesting dentro de la opción módulo de barras en técnica primaria, en la que se realizó un prototipo digital de las muestras con medidas de 65x20x2.5 mm. Posteriormente se acomodaron 9 muestras en un bloque digital de 20 mm de grosor, dejando únicamente el espacio necesario entre cada una de las muestras para permitir la entrada libre de las fresas.

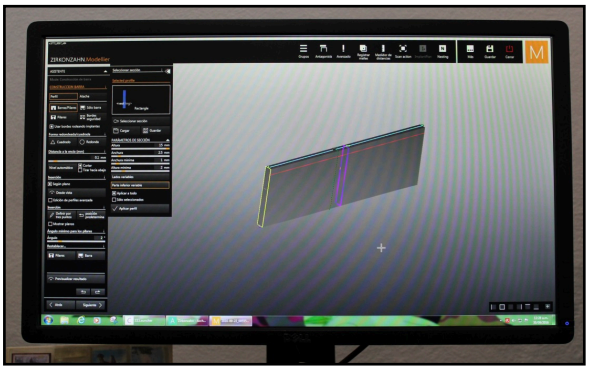


Figura 10. Se realizó un prototipo digital de las muestras con medidas de 65x20x2.5 mm digital.

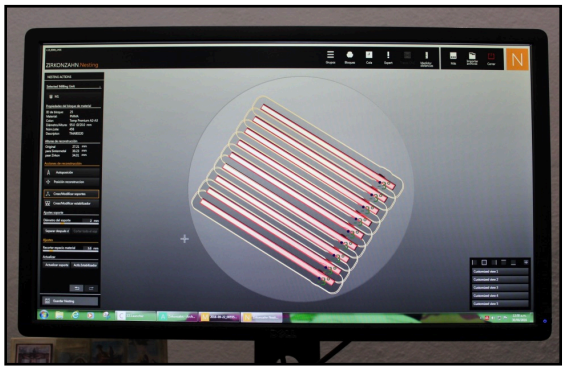


Figura 11. Se acomodaron 9 muestras en un bloque digital de 20 mm de grosor.

Lista la parte digital del procedimiento, se monto el bloque en una fresadora Milling Unit M5 de ZirconZahn® y se envío la orden para que comenzara el fresado, proceso que llevó 9 horas a la máquina para terminar las muestras.

Figura 12. Fresadora Milling Unit M5 de ZirconZahn® tallando bloque de PMMA.

Figura 13. Bloque de Temp Basic Tissue Zirkon Zahn® con muestra tallada.

Terminado el fresado se separaron las muestras del bloque y se quitó el excedente de las uniones con un fresón de acrílico de baja velocidad, y con un disco de diamante se dividieron las muestras en forma longitudinal para que quedaran de 10 mm de ancho.

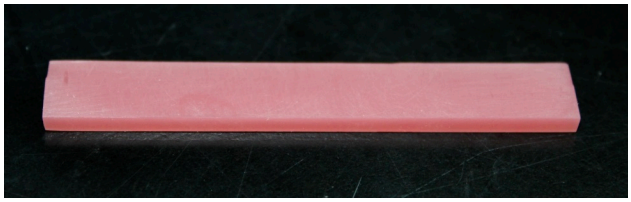


Figura 14. Muestra terminada de Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®.

PRUEBA DE DEFLEXIÓN TRANSVERSA

Las muestras fueron colocadas en agua, dentro de un horno (Felisa, México) a una temperatura controlada de 37±1˚C por 50 horas inmediatamente antes de la prueba.

Figura 15. Las muestras se colocaron en un Horno Felisa a 37±1˚C por 50 horas antes de la prueba.

Para la prueba, las muestras se montaron en una máquina universal de pruebas mecánicas con celda de carga AFTI, donde se ejerció una presión constante iniciando con 14.71 N hasta que se cumplió un minuto, aumentando la carga 4.90 N durante la segunda mitad del minuto siguiente. La muestra estuvo inmersa en agua durante la prueba.

La carga se aplicó hasta que las muestras se fracturaron o dejaron de registrar un valor en el instrumento.

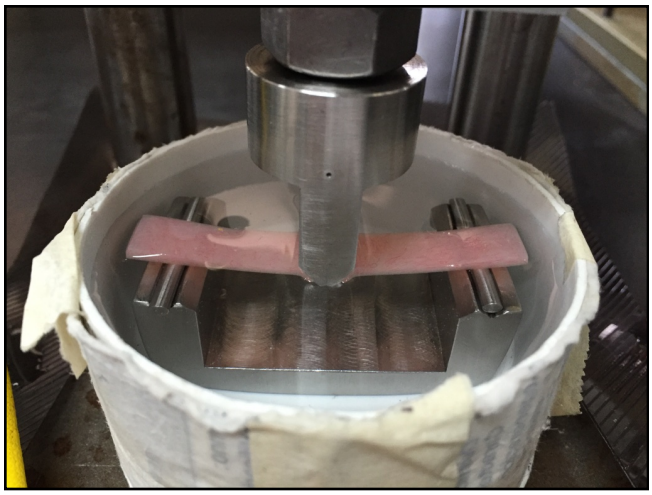


Figura 16. Las muestras se sometieron a carga en la máquina universal de pruebas mecánicas con una celda de carga AFTI (Mecmesin Inglaterra).

MÉTODO DE REGISTRO

Para hacer el análisis, se realizó un registro de los datos obtenidos en una hoja de cálculo Excel, registrando en una tabla distinta para cada grupo la deformación de cada una de las muestras según lo indica la norma 12 de la ADA y como se muestra en el cuadro III. En otra hoja de cálculo se realizó una tabla con las medidas de deformación de las 15 muestras de cada grupo a 3,500 g de carga y en una tercer hoja de cálculo se registró la deformación de las 15 muestras de cada uno de los grupos a 5,000 g de carga. Para la obtención de los valores se aplicaron las fórmulas B-A y C-A, donde A = 1,500 g, B = 3,500 g y C = 5,000 g.

Tabla III. Esquema indicado en la norma 12 de la ADA para el registro de la lectura

Tiempo		Carga		Lectura
Min	Seg	N	g	mm
0	0	14.71	1,500	
0	30	14.71	1,500	A
1	0	19.61	2,000	
1	30	19.61	2,000	
2	0	24.52	2,500	
2	30	24.52	2,500	
3	0	29.42	3,000	
3	30	29.42	3,000	
4	0	34.32	3,500	
4	30	34.32	3,500	B
5	0	39.22	4,000	
5	30	39.22	4,000	
6	0	44.13	4,500	
6	30	44.13	4,500	
7	0	49.03	5,000	
7	30	49.03	5000	C

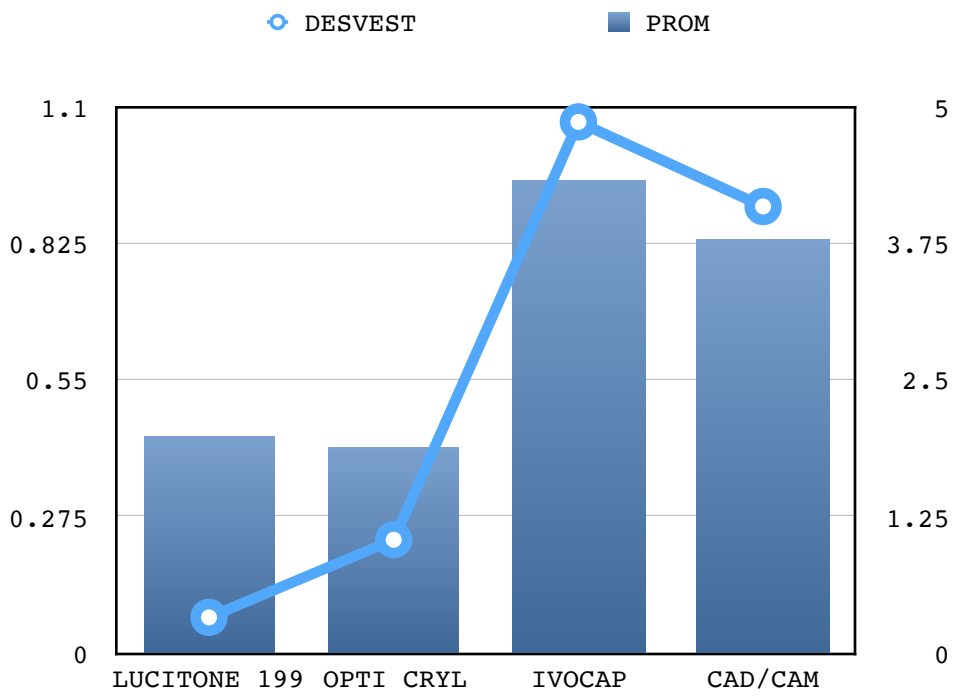
Tabla III. *Esquema para registrar los resultados de la carga (lectura) como lo especifica la norma número 12 de la ADA.*

RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los resultados obtenidos fueron analizados de la siguiente manera:

A 3,500 g se les realizó un análisis de varianza (ANOVA una vía) y se compararon los grupos con un post-hoc (Tukey) a una P<0.050.

La diferencia en los valores medios de los grupos, fue más grande de lo que se esperaría; se encontró una diferencia estadísticamente significativa de los grupos de entrada (P = <0.001).



Gráfica 1. Como se observa en la gráfica, el grupo que mostró valores más altos de deflexión fue el grupo de Ivocap SR High Impact® con un valor de 4.341 y una desviación estándar de 1.071. El grupo que menos se deflexionó fue el de Opti-Cryl® con un valor de 1.875 y una desviación estándar de 0.228.

Como se muestra en la tabla, la diferencia más amplia de las medias fue de 13.451, entre Ivocap SR High Impact® y Opti-Cryl®, y la diferencia más corta fue de 0.109 entre Lucitone y Opti-Cryl.

Tabla IV. Comparación de grupos a 3,500g (Tukey Test)					
Comparación	Diferencia de la media	p	q	P	P<0.050
Ivocap vs. Opti-Cryl	2.465	4	13.451	<0.001	SI
Ivocap vs. Lucitone 199	2.356	4	12.855	<0.001	SI
Ivocap vs. CAD/CAM	0.551	4	3.008	0.157	NO
CAD/CAM vs. Opti-Cryl	1.941	4	10.443	<0.001	SI
CAD/CAM vs. Lucitone	1.805	4	9.847	<0.001	SI
Lucitone 199 vs. Opti-Cryl	0.109	4	0.597	0.975	NO

La Tabla IV muestra los resultados del post-hoc (Tukey) a una P<0.050.

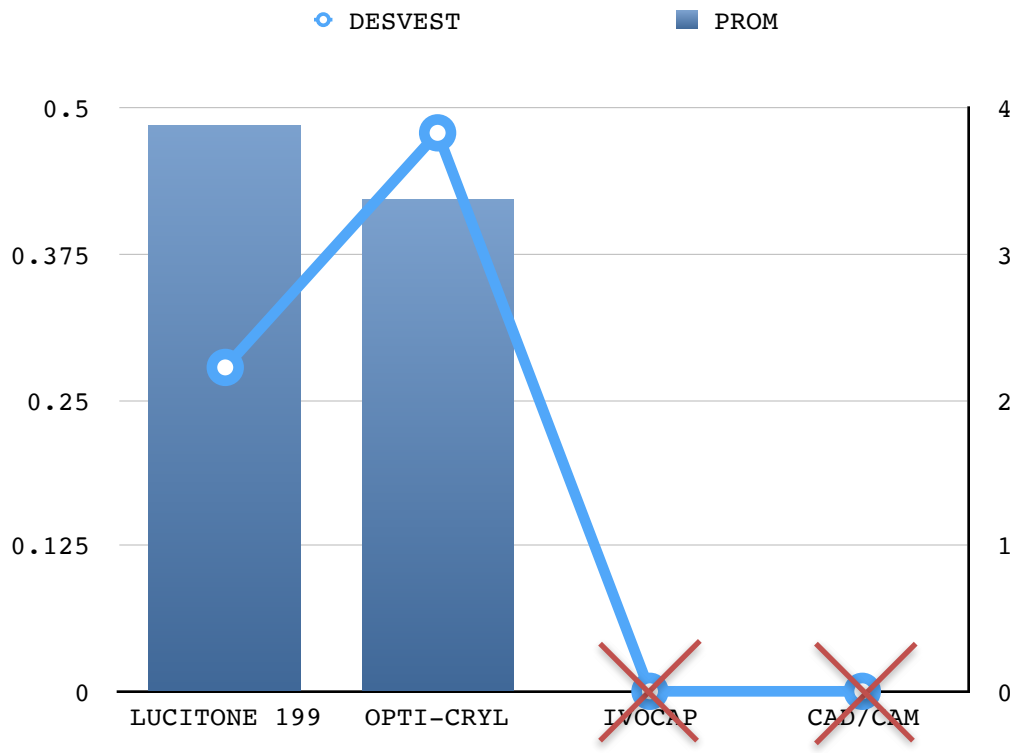
A 5,000 g se les realizó una T-Student.

Prueba de normalidad: Aprobado (P = 0.080)

Igualdad de prueba de varianza: Aprobado (P = 0.153)

t = 3.631 con 28 grados de libertad. (P = 0.001)

Intervalo de confianza del 95% de la diferencia de medias.



Gráfica 2. *Esta gráfica nos muestra que el grupo que presentó mayor deflexión a 5,000 g fue el de Lucitone 199 con un valor de 3.889 y una desviación estándar de 0.278, y el que tuvo valores más bajos de deflexión fue el Opti-Cryl® con 3.370 y una desviación estándar de 0.479.*

Para los grupos de Ivocap SR High Impact® y CAD/CAM no se pudo calcular la deflexión, debido a que las muestras sobrepasaron sin romperse, la deformación registrable en los instrumentos antes de llegar a los 5,000 g.

Tabla V. Rangos de deflexión obtenidos en el estudio y rangos de deflexión indicados por la norma.						
Material	B-A	Norma		C-A	Norma	
	3,500 g	Mín	Máx	5,000 g	Mín	Máx
Resina acrílica termocurable (Lucitone 199®)	1.9	…	2.5	3.8	2.0	5.5
Resina acrílica de curado por microondas (Opti-Cryl®)	1.8	…	2.5	3.3	2.0	5.5
Resina acrílica inyectada (Ivocap SR®)	4.3	…	2.5	…	2.0	5.5
Resina acrílica CAD/CAM (Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®)	3.7	…	2.5	…	2.0	5.5

La Tabla V describe la comparación de los valores obtenidos de las muestras y los valores requeridos por la norma.
Los espacios que se muestran punteados, no muestran valores debido a que las muestras sobrepasaron la deformación registrable en los instrumentos antes de llegar a los 5,000 g.

DISCUSIÓN

En la literatura existente, se han reportado las propiedades ideales de las bases para dentadura, y hay distintas pruebas mecánicas que pueden ser aplicadas para comparar el desempeño de los materiales utilizados. Sin embargo no hay información de investigaciones previas donde se haya comparado y evaluado la deflexión transversa de resinas acrílicas CAD/CAM.

La fabricación de las prótesis evoluciona con cada técnica nueva, prometiendo mejores resultados. Goodacre[34] menciona en uno de sus estudios que, la técnica más nueva de fabricación de dentaduras, CAD-CAM, ofrece el balance deseable entre mínima distorsión en la elaboración, mejor y más consistente adaptación.

Después de realizar el análisis e interpretar los datos obtenidos, se confirma que hay variación en los valores de deflexión transversa dentro de las cuatro técnicas utilizadas, rechazando así la hipótesis nula.

Se encontró que los valores de deflexión transversa en los grupos de Lucitone 199® y Opti-Cryl® fueron más bajos que en los grupos de Ivocap SR High Impact® y Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®.

El grupo de Ivocap SR High Impact mostró la mayor deflexión transversa de los cuatro grupos. Esto se puede deber a la relación monómero-polímero más baja y al corto tiempo de curado, que afecta las propiedades mecánicas del material debido al monómero residual en el polímero[35]. En una situación similar y como el segundo grupo del estudio con valores más altos de deflexión, se ubica el Temp Basic Tissue Zirkon Zahn®.

Los resultados de el grupo de Lucitone 199®, son congruentes referente al estudio de Osorio[4] en donde la máxima deformación a 3,500 g fue de 2.31 mm y la mínima de 1.86 con un promedio de 1.984 mm. A 5,000 g la máxima deformación fue de 4.23 y la mínima de 3.18 con promedio de 3.8 mm; mostrando resultados bajos de deflexión y dentro de lo establecido por la norma.

Aunque en el estudio que realizo Marciales[36] en 2011 se menciona que las resinas acrílicas curadas por energía de microondas se fracturan más fácil debido a que presentan mayor porosidad que las resinas acrílicas termocurables, en el presente estudio el grupo de Opti-Cryl® mostró los mejores resultados; siendo el material con menor deflexión y dentro de lo establecido por la norma.

El sistema CAD/CAM, puede ofrecer muchos beneficios al clínico y al paciente. Una dentadura puede ser completada en dos citas, tiene una distorsión mínima en su fabricación, brinda la mayor precisión de adaptación y reproducción que cualquier otra técnica pero sus propiedades mecánicas no satisfacen las indicaciones de la norma 12 de la ADA.

CONCLUSIÓN

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el presente estudio, podemos concluir que el grupo Opti-Cryl® tuvo los valores más bajos de deflexión transversa, y se encuentra dentro de los rangos establecidos por la norma.

La resina acrílica Lucitone 199® presentó valores bajos de deflexión transversa, y se encuentra dentro de los rangos establecidos por la norma.

La resina acrílica Ivocap SR High Impact® y CAD/CAM rebasaron el límite de deformación por flexión antes de llegar a los 3,500 g de carga, y sobrepasaron la deformación registrable en los instrumentos antes de llegar a los 5,000 g, no cumpliendo así con los límites determinados por la norma. Estos materiales pueden proporcionar mejor estabilidad dimensional[37,38,39] mayor exactitud de reproducción,[34] menor tiempo de trabajo y relativa facilidad de procesado pero en términos de deflexión transversa, no cumplen con lo establecido según los requerimientos de la norma 12 de la ADA, por lo que no son materiales aptos para la elaboración de bases para dentadura.

Por otro lado es importante resaltar que la deformación de la base para dentadura es un parámetro de importancia, que se debe tomar en cuenta para la elección del material a utilizar, pues puede influir en la pérdida de proceso residual, situación que tiene un impacto importante en el éxito clínico de la prótesis y de la salud oral del paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jagger D, Jagger R, Allen S, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. J Oral Rehabil. 2002; 29: 263-267.

2. Vivek R, Soni R. Denture base Materials: Some Relevant Properties and their Determination. Int J Dent Oral Health 2015; 1(4): doi http://dx.doi.org/10.16966/2378-7090.126. Consultado el 23 de Septiembre 2016.

3. Esma B, Mustafa H, Bekir E. Effects of coating with different creamers on the impact strength, transverse strength and elastic modulus of polymethy methacrylate. Dental Materials Journal. 2015; 34 (3): 379-387.

4. Osorio A, Guerrero J, Santos A. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos. Revista Odontológica Mexicana. 2014; 3 :170-174.

5. American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. J Am Dent Assoc. 1975; 90 (2): 451-458.

6. Chand P, Patel CB, Singh RD, Singh K. Mechanical properties of denture base resins: An evaluation. Indian J Dent Res. 2011; 22: 180-180.

7. Diccionario Técnico Científico, Editorial Océano, Barcelona, España.2000.

8. Serrano L, Barceló F, Santos A. Deflexión transversa de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura. Revista Odontológica Mexicana. 2013;17 (3): 146-147.

9. Renu T, Saurabh G. Denture base materials: From past to future Indian. Journal of Dental Sciences. 2010; 2 (2): 34-39.

10. Hargreaves, A. The development of denture design. Br Dent J 151. 1981; 101-102.

11. Phinney, D, Halstead, J. Delmar's dental assisting: a comprehensive approach. 2003; 2 : 256-263.

12. Rueggeberg, F. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent. 2002; 87: 364-379.

13. Ferracane, J. Materials in dentistry: principles and applications, 2001; 2: 138-152.

14. Murray, M. Darvell, B. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention--a review. Part 1. Aust Dent J. 1993; 38: 216-219.

15. Greener, E, Harcourt, J, Lautenschlager, E. Materials Science in Dentistry. Baltimore: Williams and Wilkins Pub. Co. 1972; 3: 286-295.

16. Drury, D. The non-metallic denture bases. A description of an original technique for the fabrication of dentures from a new plastic base material. Br Dent J. 1934: 59: 130-135.

17. Patrick, D, Found, M. The influence of heat treatment on the impact performance of sports mouthguard materials Composites Part A: Applied Science and Manufacturing. 2006; 37: 1423-1427.

18. Khindria, S, Mittal, S., Sukhija, U. Evolution of denture base materials. Journal of Indian Prosthodontic Society 2009; 9: 64-69.

19. Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. Int J Prosthodont 1989;2:555-62.

20. Grant, A. Problems with polymers in Dentistry. Br Polymer J 1978; 10: 241-244.

21. Anusavice, K. J. Phillips' Science of Dental Materials 12 edn: Elsevier Health Sciences. 2013; 19: 474-489.

22. Murray, C, Boyd, P, Young, B, Dhar, S, Dickson. A survey of denture identification marking within the United Kingdom. Br Dent J. 2007; 203 (24):652-653.

23. Darvell, B. Materials Science for Dentistry, 7th Edition edn. Hong Kong: Pokfulam. 2002; 8: 168-189.

24. Harrison, A, Huggett, R. The effect of a cross-linking agent on the abrasion resistance and impact strength of an acrylic resin denture base material. J Dent 1978; (6): 299-304.

25. Ozlem, G, Fatma, U, Idil, D. Comparsion of the Transverse Strength of Six Acrylic Denture Resins. OHDMBSC. 2010: 9 (1): 21-24.

26. Gulay, U, Nur, H, Teoman, T. Effect of five woven fiber reinforcemets on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthet Dent 1999; 81: 616-620.

27. Kattadiyil M, Goodacre C, Baba N. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. J Calif Dent Assoc 2013; 41: 407-416.

28. Goodacre C, Garbacea A, Naylor W, Daher T, Marchack C, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. J Prosthet Dent 2012;107:34-46.

29.https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/web/en_US/USA-Prosthetics/Removable%20Denture%20Base/DFU/588001-rev-i-lr-kko7t1a-en-1501.pdf. Consultada el 16 de Agosto del 2016.

30.http://www.newstetic.com/newstetic/docs/ft_opticryl_termo.pdf. Consultada el 16 de Agosto del 2016.

31.http://www.ivoclarvivadent.us/en/sr-ivocap-injection-equipment. Consultada el 16 de Agosto del 2016.

32. http://www.zirkonzahn.com/es/productos/materiales-fresables/temp-basic. Consultada el 16 de Agosto del 2016.

33. Shikha N, Pankaj G. New Era in Denture Base Resins: A Review. Dental Journal of Advance Studies. 2013; 1(3): 136-143.

34. Goodacre B, Goodacre C. Comparsion of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2016;116: 249-256.

35. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. Journal of Oral Rehabilitation. 2000; 27: 690-6.

36. Marciales M, Hoyos L, Caicedo LF. Comparación de la porosidad de placas acrílicas polimerizadas mediante dos métodos (termopolimerización convencional y por energía microondas). Universidad Militar Nueva Granada; 2011.

37. Keenan, P, Radford. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. J Prosthet Dent. 2003; 89: 37-44.

38. Anderson G, Schulte J, Arnold T. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. J Prosthet Dent 1988;60:394-8.

39. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson D. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. J Prosthodont 2004;13:83-9.