

01421
3

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



Estudio de propiedades físicas de algunos polímeros para bases de dentaduras con base en la Norma No. 12 de la ADA.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA
PRESENTA

Acosta Torres Laura Susana

DIRECTOR:

Mtro. Víctor Moreno Maldonado.

ASESORES:

Dr. Federico Barceló Santana

Mtro. Jorge Guerrero Ibarra

Mtro. Arcadio Barrón Zavala

Deposito a la Direccion General de Bibliotecas
UNAM a difundir en formato electronico e impreso
intento de mi trabajo receptivo

2003

NOMBRE: Acosta Torres

Laura Susana

FECHA: 13-marzo-2003

FIRMA: [Handwritten Signature]

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

A



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.

GRACIAS A DIOS por haber colocado en mi camino a cada una de las personas que me rodea, porque sin ellos nada habría sido posible.

A MARY CARMEN, mi amorcito, la personita más importante y la razón de mi vida, porque con cada sonrisa, cada caricia y cada beso me demuestras que vale la pena luchar y no importa lo difícil que sea la vida, por ti es justo intentar y hacerlo todo.

A MIS PAPÁS, por ser incondicionales y hacer realidad todos mis sueños, por ser mis amigos y ser un equipo que trabaja para el mismo fin.

A JULY, por haber compartido grandes momentos y haber sido cómplice en muchas aventuras.

A LA MEMORIA DE MI ABUELITA, quien siempre tuvo para mí palabras de fe, y muestras de cariño, y a la que recuerdo con amor y doy gracias cada día por haberme regalado un padre excepcional.

A LAURA, ALICIA, OMAR, JESÚS Y OSCAR, mis mejores amigos, a quienes quiero muchísimo, porque están a mi lado siempre y porque comparten su vida conmigo de una forma increíble.

A FEDE, RICARDO Y ALAN, por su amistad y por hacer divertido el tiempo en el laboratorio.

AL RESTO DE LOS AMIGOS que conocí estando en la Facultad, porque es imposible nombrarlos a todos, pero cada uno es importante para mí, y de todos aprendí mucho y tengo grandes recuerdos.

A LOS DOCTORES VÍCTOR MORENO, JORGE GUERRERO Y FEDERICO BARCELÓ, por su dedicación para hacer posible este trabajo, pues siempre mostraron interés y un gran respeto

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INDICE

1.- Resumen	2
2.- Introducción	3
- Resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras.	6
-Composición de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras	7
-Propiedades del polimetilmetacrilato termopolimerizable	8
-Relación monómero-polímero	8
-Interacción monómero-polímero	8
-Tiempo de trabajo	9
-Ventajas de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras	9
-Desventajas de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras	10
-Procedimiento de polimerización de las resinas acrílicas termopolimerizables para bases de dentaduras.	10
-Contracción de polimerización	11
-Rigidez y resistencia mecánica	12
-Polímeros con alta resistencia al impacto	12
-Reacciones alérgicas	13
-Toxicología	14
-Especificaciones de la American Dental Association	15
-Normas Internacionales	15
-Pruebas para polímeros para bases de dentaduras especificadas por la Norma No. 12 de la ADA	17
* Sorción de agua y solubilidad	17
* Traslucidez	18
* Porosidad	18
* Deflexión transversa	19
* Plasticidad	20
-Técnicas de procesado y materiales utilizados	
*Técnica por compresión.	20
> Nic tone	20
> Lucitone 199	20
*Técnica por inyección.	21
> SR Ivocap	21
> PalaXpress	21
> Valplast	22
*Técnica por microondas.	23
> Acron MC	23
3.- Antecedentes	25

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

4.- Información de los fabricantes.	30
-Nic tone	30
-Lucitone 199	33
-PalaXpress	33
-SR Ivocap	34
-Acron MC	35
-Valplast	37
5- Planteamiento del problema	42
6.- Justificación	43
7- Objetivos generales y especificos	44
8.- Hipótesis	45
9.- Diseño de la investigación	46
-Tipo de estudio	
-Variables dependientes e independientes.	
10.- Equipo y material	47
11.- Muestreo	50
12.- Criterios de inclusión	50
13.- Criterios de exclusión	50
14.- Criterios de eliminación	50
15.- Metodología	52
-Nic tone	52
-Lucitone 199	53
-Acron MC	54
-SR Ivocap	55
-PalaXpress	58
-Valplast	59
-Pruebas que especifica la Norma No. 12 de la ADA.	61
*Sorción de agua	61
*Solubilidad	61
*Traslucidez	62
*Deflexión transversa	63
*Porosidad	64
*Plasticidad	64

Estudio de propiedades físicas de polimeros para bases de dentaduras...

16.- Resultados	66
17.- Discusión	71
18.- Conclusiones	75
19.- Bibliografía	76

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESUMEN

El polimetacrilato de metilo se introdujo desde 1937 y a pesar del gran desarrollo en la tecnología de los polímeros, probablemente más del 95% de las prótesis totales que se hacen hoy en día lo utilizan. El aspecto de las resinas acrílicas era excelente desde que se introdujeron 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.

La Norma No. 12 de la ADA indica las pruebas físicas que deben realizarse a los polímeros para bases de dentaduras, para saber si cumplen con lo requerido para realizar dentaduras satisfactorias.

En este estudio utilizamos Nic tone y Lucitone 199, ambas resinas acrílicas termopolimerizables procesadas por la técnica por compresión, PalaXpress y SR-Ivocap procesadas por la técnica de inyección, Acron MC, procesada por la técnica de microondas, y Valplast, nylon termoplástico procesado por la técnica por inyección. Las pruebas físicas realizadas a estos materiales y que indica la Norma No. 12 de la ADA fueron: Sorción de agua, solubilidad, traslucidez, deflexión transversa, porosidad y plasticidad.

Se utilizó el análisis estadístico de una Vía de ANOVA para saber si existen diferencias significativas estadísticamente entre un material y otro

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTRODUCCIÓN

Los polímeros derivan su nombre de poli-muchos, meros-partes. Es decir, una molécula compuesta de muchas partes estructurales.⁽¹⁾

La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por medio de las cuales se forma una macromolécula o polímero a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas como *monómeros* (una molécula o un mero), en otras palabras, gran cantidad de moléculas (meros) de bajo peso molecular, reaccionan y forman una molécula grande de elevado peso molecular.

Las características más importantes de los polímeros son: que están compuestos de muchas moléculas grandes; casi invariablemente el peso molecular de las macromoléculas individuales no es constante con un gran margen de variabilidad, y su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas.

El polímero consta básicamente de una unidad estructural simple repetida en particular y que en esencia se relaciona con la estructura del monómero. Las unidades se conectan una con otra en la molécula del polímero por enlaces covalentes. La polimerización es una reacción intermolecular repetida capaz de continuar de manera indefinida.

Para que una macromolécula sea considerada como tal debe poseer un peso molecular por encima de 5.000. Entre más alto sea este valor, mejores propiedades tendrá el polímero.⁽¹⁾

Las propiedades físicas reciben gran influencia de cualquier cambio en la temperatura, ambiente, composición o peso molecular y estructura. En general, cuanto más elevada sea la temperatura, más se ablanda y debilita el polímero. A menor peso molecular del polímero, más baja es la temperatura de ablandamiento.⁽¹⁾

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.

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación o por simples reacciones de adición.⁽¹⁾

La polimerización por condensación 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.⁽²⁾

La polimerización por adición corresponde al grupo de polímeros, verdaderas macromoléculas, de excelentes propiedades físicas, de gran utilidad en odontología. El proceso de formación de cadenas se hace por adición o suma de donde proviene su nombre. En este proceso no existen los productos secundarios propios de la polimerización por condensación.⁽²⁾

Con este tipo de polimerización es posible formar moléculas gigantes. Comienzan por un centro activo, incorporan un monómero a la vez y arman una cadena que en teoría puede seguir su crecimiento 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).⁽¹⁾

La luz ultravioleta o luz visible, el calor o transferencia de energía de otro compuesto activado afecta a la propagación inicial original de las moléculas del monómero.

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.

Numerosas sustancias capaces de generar radicales libres son iniciadores potentes para la polimerización de resinas de polimetacrilato de metilo. La que se emplea con más frecuencia es el peróxido de benzoilo que se descompone a temperaturas relativamente bajas y libera radicales.⁽¹⁾

El periodo de polimerización se lleva a cabo en cuatro periodos: inducción, propagación, terminación y transferencia de cadenas.

El periodo de inducción o iniciación es el tiempo durante el cual las moléculas del iniciador adquieren energía o se activan y la transfieren a las moléculas del monómero. Influidando la pureza del monómero. Cualquier impureza que reaccione con los grupos activados alarga el periodo. A mayor temperatura, más corto el periodo de inducción.

La mayor parte de las resinas para bases de dentaduras polimerizan activadas por calor. Así, los radicales libres que se obtienen por el calentamiento del peróxido de benzoilo inician el proceso del monómero de metacrilato de metilo.

Un segundo tipo de sistema de inducción se activa químicamente a la temperatura bucal, este sistema consta por lo menos de dos reactivos, que cuando se mezclan sufren una reacción química que genera los iniciadores. Durante el almacenaje hay que guardar por separado estos componentes. Por consiguiente, los sistemas químicamente inducidos siempre constan de dos o más partes. Un ejemplo de este sistema es el uso del peróxido de benzoilo y una amina aromática en las restauraciones dentales de resina autopolimerizable.

La luz funciona como activador de un tercer tipo de sistema de inducción. En este sistema los fotones de energía luminosa activan el iniciador y generan radicales libres que a su vez inician el proceso de polimerización.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Así, en las restauraciones dentales de resinas fotocurables, reaccionan la camforoquinona y una amina cuando se irradian con luz visible para generar radicales libres.

Un cuarto sistema de inducción es el método de microondas, en donde las moléculas del monómero se mueven por el calor producido por la alta frecuencia electromagnética del campo dentro del horno. Con la progresiva polimerización de la mezcla de monómero y polímero. (1)

En teoría las reacciones en cadena continúan con la evolución de calor hasta que todo el monómero se cambia en polímero.

Las reacciones en cadena terminan por acoplamiento directo o por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena de crecimiento a otra.

Aunque la terminación de la cadena pueda derivarse de la transferencia, el proceso difiere de las reacciones descritas en las que el estado activo se transfiere de un radical activo a una molécula inactiva, y se crea un núcleo nuevo en el crecimiento. (1)

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. La presencia de estos inhibidores influye nota. (1)

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. (1)

Además de las reacciones de polimerización por adición, la macromolécula se forma por polimerización de un tipo único de unidad estructural. Para mejorar las propiedades físicas, se usan dos o más monómeros de química diferente como materiales iniciadores. Así, el polímero que se forma contiene unidades de todos los monómeros presentes en un principio. Este se denomina copolímero y su proceso de formación se llama copolimerización.

Los copolímeros son de tres tipos: al azar, en bloque o injertados. En el tipo al azar, los meros (o partes) diferentes 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.

En los copolímeros injertados, las secuencias de uno de los monómeros está injertada en la "columna" de la segunda especie de monómero.

La copolimerización altera las propiedades físicas de la resina final de manera considerable más que en las de monómeros individuales. Muchas de las resinas más útiles se fabrican por copolimerización. El metacrilato de metilo y los ésteres acrílicos, todos copolimerizan con facilidad, con una pequeña inhibición entre los monómeros pares.

Los polímeros en bloque e injertados, con frecuencia mejoran la resistencia al impacto. En pequeñas cantidades modifican las propiedades adhesivas de las resinas. Aunque no se dispone de información sobre la configuración molecular de las resinas dentales comerciales, quizá una cantidad creciente de ellas cae dentro del dominio de los polímeros de bloque o injertados.⁽¹⁾

RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE DENTADURAS.

Las resinas acrílicas de polimetacrilato de metilo se introdujeron en 1937 por el Dr. Walter Wright, quien brindó a la odontología su resina más útil.⁽³⁾

El polimetacrilato de metilo se introdujo desde la década de los 30 y a pesar del gran desarrollo en la tecnología de los polímeros, y según el artículo de Xia Chun aún es la resina más utilizada para las prótesis dentales.⁽⁴⁾

Probablemente más del 95% de las prótesis totales dentales que se hacen hoy en día utilizan una resina acrílica termopolimerizable.^(1,4,5)

Desde su introducción, la resina acrílica ha demostrado ser un material de base de dentadura muy satisfactorio.⁽⁵⁾

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.^(1,4,5)

Aunque se usan resinas acrílicas que polimerizan con el calor, también se pueden emplear las que polimerizan por sí mismas (autopolimerizables). Sin embargo, éstas últimas no son muy usadas para realizar bases de dentaduras. ⁽¹⁾

Los materiales para bases de prótesis que pueden vaciarse son los únicos materiales autopolimerizables que se han empleado regularmente para realizar bases de las prótesis permanentes. Estos materiales utilizan una relación líquido/polvo, aumentada para facilitar el vaciado de la mezcla no polimerizada en el molde, que normalmente es un hidrocólido reversible y la principal ventaja es que la técnica requiere menos tiempo. Con este acrílico, el monómero tiene solo 20 minutos para impregnar y difundir por los granulos del polímero, por lo cual se producen polímeros menos homogéneos. Esto da lugar a materiales más rígidos, con menor resistencia a la fatiga y al impacto. Las prótesis confeccionadas con este tipo de material contienen mayor porcentaje de monómero residual, el cual puede actuar como plastificador, reduciendo la temperatura a la que se produce la distorsión y aumentando la tendencia a la fluencia bajo carga. Las prótesis de este tipo sufren más contracción de procesado y son más porosas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Aunque estos dos efectos pueden reducirse por polimerización bajo presión hidráulica en una hidromufla, la porosidad significa también que son más propensos a adquirir manchas con el uso normal. Además los activadores químicos empleados pueden producir mala estabilidad de color. Existe un polimetacrilato activado por microondas y que en general las propiedades del material polimerizado resultante y los cambios de procesado son muy similares a las del método de termopolimerización. Los polimetacrilatos fotopolimerizables ofrecen la comodidad de los acrílicos autopolimerizables, pero exigen emplear un equipo especializado. Su comportamiento clínico está todavía por evaluar, pero el trabajo experimental realizado hasta la fecha ha mostrado valores inferiores de las propiedades mecánicas que los materiales termopolimerizables y cambios dimensionales de procesado a mitad de camino entre los materiales termopolimerizables y autopolimerizables. (7)

COMPOSICIÓN DE LA RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLE PARA BASES DE DENTADURAS

La composición de las resinas acrílica por lo general es el monómero el cual contiene 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, que polimerizan a partir de su inclusión en el monómero.

El polimetacrilato de metilo tiene un alto peso molecular y puede disolverse en el monómero con lentitud, se le añade un aditivo para aumentar la solubilidad, empleándose un copolímero de metacrilato de metilo y acrilato de etilo en una cantidad de 5% o menos, o para aumentar la solubilidad se agrega un plastificante como ftalato de dibutilo incluido en el monómero en un máximo del 10% para impedir deterioro subsecuente de la resina con los líquidos bucales.

La acción del plastificante es la neutralización parcial de las uniones secundarias o fuerzas intermoleculares que por lo regular impiden que las moléculas de resina se deslicen una sobre otra cuando actúa una tensión sobre el material.

Por lo general, los plastificantes reducen la resistencia y dureza del material, así como su punto de ablandamiento.

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

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 absorción de agua de la resina.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

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. Otros estudios comprueban que la cadena cruzada tiene poca influencia sobre la resistencia a la tracción, transversal o a la dureza. (2)

La presencia del iniciador, capaz de producir la apertura de los dobles enlaces y generar así radicales libres, es indispensable en la polimerización. (2)

A las resinas acrílicas de aplicación en odontología se agrega al polímero un iniciador (peróxido de benzoilo) en cantidades de 0.2-0.5% (1,6)

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
*Absorción de agua	2% (a saturación)

(7)

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. Pero se tiene que utilizar monómero suficiente para mojar bien cada perla del polímero.

Se concluye que 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 menor resistencia, poros y color deficiente. (8)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

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 por lo menos 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 y pastosa. 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 disuelto. A este periodo 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. No es lo suficiente plástica para moldearlas con técnicas dentales. (8)

TIEMPO DE TRABAJO

Es el lapso que transcurre entre el segundo periodo y el comienzo del cuarto, es el tiempo que el material permanece en consistencia pastosa. Según la especificación Núm. 12 de la American Dental Association, la pasta tiene que ser moldeable durante 5 minutos por lo menos.

Se tiene que evitar cualquier contaminación con partículas de polímero en el frasco que contiene el monómero. Incluso una cantidad mínima de polvo en el líquido puede causar su espesamiento y a veces su solidificación.

VENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASES DE DENTADURAS

Estética excelente

Fácil y sencillo para modelar y procesar

Fácil de reparar, recolocar.

Dimensionalmente precisa y estable

(El cambio en el procesamiento es menor de 0.5% o de 0.2mm)

Bien tolerada por los tejidos

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Insoluble y no corrosiva

Color estable

Económica

Resistencia adecuada en la mayoría de las situaciones excepto bajo impacto súbito.

DESVENTAJAS DE LAS RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZABLES PARA BASE DE DENTADURAS

Mal conductor térmico

No es radiopaca

No puede ser hervida para esterilización

Módulo de elasticidad relativamente bajo (requiere en algunos casos, un mayor volumen que el deseable para producir la resistencia adecuada.)

Elevado coeficiente de expansión térmica (10 veces mayor del yeso y la estructura dental) causa tensión interna en la base durante el procesamiento.⁽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 el factor está determinado en gran medida por la temperatura. ⁽¹⁾

En esta temperatura están activadas una cantidad suficiente de moléculas de peróxido de benzoilo que producen la reacción en cadena y hacen que la del interior de la resina se eleve de manera considerable por encima del agua hirviendo en la cual se polimerizó. ⁽¹⁾

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 un poco superior al del agua.^(1,4) Aunque la velocidad de polimerización es en extremo rápida, si la temperatura aumenta más del punto de ebullición del monómero residual o de algunos componentes de peso molecular muy bajo, estos componentes entran en ebullición y producen burbujas. ⁽¹⁾

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.(1)

Después del cierre final de las muflas en la prensa, deben permanecer a temperatura ambiente, como mínimo una hora o como máximo 4 horas. A esto se le llama polimerización de banco. Ofrece varias ventajas sobre la práctica de colocar las muflas inmediatamente en el baño de agua caliente. Esto proporciona un período de flujo mayor para la masa, permitiendo, una igualdad de presiones por todo el molde. Da tiempo, para una dispersión más uniforme del monómero por la masa. También facilita una exposición más larga de los dientes de resina, si se usan, al monómero en la masa, produciendo una mejor unión de los dientes con el material de base. A continuación de la polimerización de banco, siguen varios ciclos de polimerización de temperatura y tiempo para los materiales de base de dentadura de resina acrílica que se pueden usar.

Se clasifican en dos tipos: rápida y lenta. Un ejemplo de ciclo de polimerización lento satisfactorio es de 9 horas en agua a 53°C. Para una polimerización más 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 tienen importancia clínica. Ya que los dos métodos producen dentaduras igualmente satisfactorias.

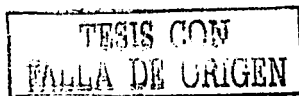
Al término del ciclo de polimerización se quitan las muflas con su prensa del agua y se dejan enfriar. La prensa no se debe aflojar hasta que el centro de la mufla haya alcanzando la temperatura ambiente.

Si se usan estos principios, se puede esperar que el material de base muestre un mínimo de cambio dimensional y se evite la porosidad. (9)

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Cuando el monómero polimeriza, la densidad cambia de 0.94 a 1.19g/cm³. Este cambio produce una contracción volumétrica del 21% y se llama contracción por polimerización. Cuando se mezcla una resina acrílica, termopolimerizable convencional, con la proporción adecuada, más de una tercera parte de la masa es líquida, en consecuencia, la contracción del volumen que se calcula es de cerca de 8%. (10)

El grosor de las dentaduras de resina acrílica es un factor importante para determinar la magnitud de contracción que ocurre durante la polimerización. Sin embargo, la influencia del grosor de la resina acrílica en el cambio dimensional y la exactitud no han sido estudiadas a fondo.(11)



Las resinas acrílicas también tienen una tendencia notable a absorber agua, lo cual causa un cambio dimensional.⁽¹¹⁾ La expansión asociada a la absorción de agua en la termopolimerización de las dentaduras de resinas acrílicas puede compensarse en parte por el proceso de contracción, que este material sufre.⁽¹⁰⁾

RIGIDEZ Y RESISTENCIA MECÁNICA

Las prótesis no deben distorsionarse de forma significativa bajo las cargas masticatorias. El acrílico tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo y por lo tanto la base de la prótesis no debe construirse de un grosor inferior a 1 mm. Hay que resistirse a la tentación de reducir este grosor para mejorar la tolerancia y comodidad del paciente, ya que el aumento de flexibilidad conduce a la contracción local de cargas y a la reabsorción localizada y acelerada del reborde residual. La fractura por fatiga, que es el resultado de la flexión constante a lo largo de la zona más débil de la base de la prótesis, también es más probable.⁽⁷⁾

POLÍMEROS CON ALTA RESISTENCIA AL IMPACTO

Diversas fibras de vidrio, polietileno, carbón, grafito, nylon y aramidas se han incorporado a la composición de las dentaduras de polimetacrilato de metilo, para producir resinas de alto impacto.^(12,13,14,15,16,17)

Las fibras de módulo alto, como las fibras de carbono tratadas químicamente para mejorar la adhesión a la matriz del polímero, permiten mejorar la rigidez, la resistencia al impacto y las propiedades de la fatiga. Las fibras de carbono no son irritantes pero, aunque su empleo se restringe a superficies no visibles de la prótesis su color negro disminuye su aceptación.

El desarrollo en el empleo de fibras orgánicas traslúcidas (polietileno de un módulo alto) con propiedades mecánicas similares, puede resolver este problema. Estas fibras pueden usarse en forma de esterilla tejida, o como fibras cortadas mezcladas con la pasta acrílica.⁽⁷⁾

Las dentaduras pueden ser reforzadas en dos formas: puede estar reforzada la dentadura completa o únicamente la región más delgada de ésta. Estos refuerzos se pueden definir como refuerzos totales de fibras (TFR) o refuerzos parciales de fibras (PFR)

Continuamente los PFR con fibras de vidrio, han mostrado considerables mejoras en las propiedades mecánicas de las prótesis totales removibles⁽¹⁵⁾ y en las dentaduras parciales in vitro; sin embargo el efecto del refuerzo con fibras de vidrio en dentaduras no ha sido estudiado a fondo clínicamente.⁽¹⁴⁾

Los materiales para bases de la prótesis comercializados con alta resistencia al impacto incorporan normalmente una fase elastomérica microdispersa en el polímero, lo cual mejora la resistencia al impacto y a la fatiga, pero puede implicar una reducción consiguiente en la rigidez.

Algunas marcas comerciales de estos polímeros de alta resistencia al impacto son: Acron Hi, Lucitone 199, Macromer, Sr-Ivocap Plus High Impact. (7)

REACCIONES ALÉRGICAS

Se habla de las posibles reacciones alérgicas o tóxicas al polimetacrilato de metilo. Desde el punto de vista teórico, la irritación química se presenta por polímero, monómero residual, peróxido de benzoilo, hidroquinona, colorante o una reacción producto de algún componente de la base de la prótesis y su medio. (1,18)

Otros aditivos incorporados pueden ser causa de irritación como el formaldehído que se forma de varias maneras, liberado por las resinas acrílicas autopolimerizables y fluidas. También, aumentar la proporción polímero-monómero reduce la liberación de esta sustancia en las resinas de autopolimerizado.

Pocas veces se ven reacciones alérgicas a las resinas acrílicas en la cavidad bucal. El monómero residual que se encuentra es de cerca de 0.5% en una prótesis bien procesada: es el componente aislado el que irrita con frecuencia. Si el contenido de monómero se mide después de conservar la prótesis en agua, a las 17 horas se elimina el que se encuentra libre en la superficie de la prótesis. El resto del monómero no se extrae con facilidad. Aún cuando se consiga eliminarlo en parte por tensión continua de la prótesis, las pruebas permiten que se retire con rapidez. (1)

El ciclo de polimerizado lento o durante toda la noche empleado con los materiales termocurados produce una cantidad mínima de monómero residual por lo que hay que descartar los ciclos de polimerizado rápido. (7)

De esta manera, si el monómero residual es la causa de irritaciones que se producen en la boca, su efecto es previsible y aparece rápido, pero casi todos los casos clínicos que presentan irritación bajo la prótesis surgen en meses o incluso años después de su instalación. La valoración clínica cuidadosa de una gran cantidad de alergias a resinas acrílicas demuestra que el factor etiológico lo producen condiciones antihigiénicas bajo la prótesis o un mal ajuste que traumatiza el tejido. (1,7) La alergia verdadera se reconoce por una prueba por parche. (18)

En odontología se observa un efecto biológico diferente que produce el monómero.

El contacto directo con éste durante un periodo continuo produce reacciones alérgicas, por lo que, esta situación se presenta en ciertos procedimientos de laboratorio. Debido a esta posibilidad, el odontólogo o técnico debe abstenerse de manejar la masa de resina acrílica con las manos, pues la elevada concentración de monómero en la masa produce irritación local e incluso sensibilización grave de los dedos. El uso de monómero se restringe a áreas bien ventiladas para evitar una posible reacción tóxica por inhalación de su vapor.⁽¹⁹⁾

El monómero es un líquido volátil con un característico aroma dulce que puede ser tóxico si se inhala durante un periodo prolongado ⁽³⁾

TOXICOLOGÍA

No hay indicación de que las resinas acrílicas produzcan un efecto sistémico en el paciente. La cantidad de monómero metacrilato de metilo que entra en circulación a través de mucosa bucal es baja en extremo.⁽¹⁾

A esto debemos agregar que la adhesión de microorganismos a la superficie de las bases de dentaduras es un prerrequisito para la colonización de ésta, sobre todo en las superficies irregulares en donde se incrementa el alojamiento de microorganismos aún después de haber limpiado las prótesis ⁽²⁰⁾

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

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. (1)

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 que aseguren que el material es satisfactorio 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. (1)

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. (1)

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. (1)

NORMAS INTERNACIONALES

Por muchos años ha existido un gran interés para establecer especificaciones a nivel internacional. Dos organizaciones, la FDI (Fédération Dentaire Internationale) y la ISO (International Standards Organization) trabajan para este fin. Originalmente, la FDI inició y apoyó de manera activa un programa para la formulación de especificaciones internacionales. Como resultado, se adoptaron nueve especificaciones para materiales y artículos dentales. (1)

La ISO es una organización internacional, no gubernamental, cuyo objetivo es el desarrollo de normas internacionales. Está integrada por organizaciones de 84 países, el American National Standards Institute es el representante de los Estados Unidos. (1)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La petición de la FDI que dirigió a la ISO para que considerara sus especificaciones de materiales dentales como norma, originó la formación de un comité ISO,TC106-Dentistry. La responsabilidad de éste es unificar la terminología, métodos de prueba y especificaciones para materiales, instrumentos, aparatos y equipo dental. En países extranjeros deben usar como referencia la contraparte de la ISO si es aplicable. (1)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

PRUEBAS PARA POLÍMEROS PARA BASES DE DENTADURAS ESPECIFICADAS POR LA NORMA No. 12 DE LA ADA.

SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

Las moléculas de agua tienen tendencia a penetrar en los sólidos poliméricos entre las cadenas de polímeros atraídas por la polaridad, por las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros. (21)

El polimetacrilato de metilo absorbe agua con lentitud durante cierto tiempo. La absorción se debe a las propiedades polares de las moléculas de la resina.

Se estima que la resina se expande de manera lineal al 0.23% por cada 1% de aumento de peso por agua absorbida.

Como la difusión de agua separa las moléculas, éstas se tornan más móviles. De esta manera se liberan las tensiones inherentes y se produce relajación consecuente y posible cambio en la forma de la prótesis. (1)

Conforme a la especificación No. 12 de la ADA, el aumento de peso de la resina durante la prueba de sorción de agua no debe ser mayor de 0.8 mg/cm². No hay diferencia aparente a este respecto entre las resinas de termopolimerización y autopolimerización. (1)

Para la prueba de solubilidad, la especificación No. 12 de la ADA, dice que ésta pérdida de peso no debe ser mayor de 0.04 mg/cm² de superficie. (1)

Las resinas acrílicas son virtualmente insolubles en los fluidos que deben enfrentar en la boca. Son, sin embargo, solubles en muchos solventes orgánicos, de manera que, aunque no se disuelven durante el uso normal hay que evitar el contacto con solventes cuando se limpian o guardan.

Estas resinas absorben agua en un porcentaje de entre 1 y 2 por ciento cuando están en equilibrio. Pueden demorar varios días en llegar a ese equilibrio, ya que éste depende de la difusión de moléculas de agua en el interior de la prótesis. (8)

La presencia de esta cantidad de agua en la resina influye en las propiedades de la prótesis. Primeramente, como las moléculas de agua pueden actuar como plastificantes, puede aumentar la flexibilidad de la resina. La absorción de agua es acompañada por una expansión. (22)

Las resinas y otros materiales orgánicos para bases de dentaduras varían considerablemente en la cantidad de agua que captan cuando se les sumerge. La sorción de agua por las resinas afecta sus propiedades mecánicas. Cuando las resinas están húmedas son más flexibles y débiles en su resistencia transversal que cuando están secas. (21,22)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Se han realizado pruebas de sorción de agua y de solubilidad. Las diferencias de sorción se reflejan en el grado de expansión de las dentaduras clínicamente. La solubilidad de las resinas es baja. El grado de solubilidad no parece afectar el rendimiento clínico de las dentaduras ni en los tejidos de los pacientes. (8)

TRASLUCIDEZ

Idealmente, la base de una prótesis debe tener un aspecto natural, lo que implica que el polímero seleccionado debe poder ser pigmentado con facilidad y ser transparente o traslúcido. Más aún, el aspecto no debe cambiar con el tiempo por pérdida de sustancia, ni por contaminación de la superficie. (18)

POROSIDAD

La presencia de porosidad en la resina acrílica para bases de dentaduras, así como la susceptibilidad a la absorción de agua, representa un cierto riesgo de contaminación microbiana en el interior de la boca, especialmente producida por hongos, que puede derivar en una estomatitis protética.

Son preferibles los materiales que hagan nula esta posibilidad. (18), por lo que la Norma No. 12 de la A.D.A especifica que las muestras de resina acrílica sometidas a esta prueba no deben presentar burbujas ni poros al ser vistas sin aumentos. (23)

Existen ventajas y desventajas al disminuir el tiempo necesario para la polimerización mediante la elevación de la temperatura. La ventaja obvia es que el tiempo total de procesado es mucho menor y los ciclos de curado pueden ser reducidos

Por otro lado, siempre ha sido aconsejable utilizar tiempos de curado más largos para obtener prótesis de mejor calidad. La principal razón para ello es que el curado rápido presenta un mayor riesgo de que se produzcan porosidades. Esto ocurre porque el proceso de polimerización exotérmico y la temperatura de la resina exceden a la del agua en algunas etapas del proceso, ya que el yeso con el que se enmufa es mal conductor térmico. El punto de ebullición del monómero de metacrilato de metilo es de 100,8°C. Si la resina es calentada rápidamente se produce exotermia en un momento en el que todavía existe una elevada cantidad de monómero. La evaporación de este monómero produce porosidad, lo que a su vez disminuye la resistencia de la prótesis y aumenta la posibilidad de contaminación microbiana. Si la temperatura es aumentada más lentamente, y por lo tanto la reacción tiene lugar en forma más lenta, la resina alcanza alta temperatura cuando existe una cantidad menor de monómero que puede evaporarse. Además de este problema, un curado rápido puede producir distorsión de la prótesis después de retirarla de la mufa. (6,7,18)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El efecto de porosidad se produce por varias causas durante la elaboración de una prótesis. Cuando la porosidad es interna, la prótesis se debilita. Además, ya que cada poro interno o burbuja es un espacio donde se concentra la tensión, el aparato se deforma al liberarla. La porosidad interna se encuentra en la parte gruesa de una prótesis como resultado de la vaporización del monómero o de los polímeros de bajo peso molecular, cuando la temperatura de la resina sobrepasa el punto de ebullición de estos períodos.

Una segunda causa de porosidad es la falta de homogeneidad en la masa plástica al momento de polimerizar. Es probable que algunas partes contengan más monómero que otras. Estas regiones se contraen más durante la polimerización que las adyacentes y esa contracción localizada tiende a producir burbujas. Este tipo de porosidad se reduce al asegurar la mayor homogeneidad posible en la mezcla.

Un tercer tipo de porosidad se origina por la falta de presión adecuada durante la polimerización. Las burbujas no son esféricas. Este tipo de porosidad puede ser tan abundante que le confiere a la resina un color blanco. Por esta razón la resina que contiene pigmentos queda de un color más claro. (1)

DEFLEXIÓN TRANSVERSA

La resistencia a la flexión, 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. (1)

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.(23)

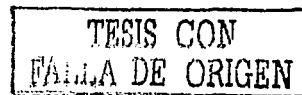
DEFLEXIÓN TRANSVERSA

Incremento de las cargas

Deflexión en mm.

N	g
14.7-34.3	1,500-3,500
14.7-49.0	1,500-5,000

Min	Máx.
---	2.5
2.0	5.5



PLASTICIDAD

Las resinas acrílicas sometidas a la prueba de plasticidad que especifica la Norma No. 12 de la A.D.A. deben penetrar en no menos de dos perforaciones de un dado de bronce con una profundidad de no menos de 0.5mm ⁽²³⁾

TÉCNICAS DE PROCESADO Y MATERIALES UTILIZADOS

La Norma No. 12 de la ADA, especifica las pruebas que deben realizarse a los polímeros utilizados para bases de dentaduras para saber si cumplen con los parámetros requeridos y obtener bases de dentaduras satisfactorias. Las pruebas que se realizarán en este estudio son: sorción de agua, solubilidad, porosidad, deflexión transversa, plasticidad y translucidez

Este estudio se lleva a cabo para saber si seis materiales con que se realizan bases de dentaduras procesados tanto por el método convencional (por compresión) como por técnicas diferentes, (inyección y microondas) cumplen adecuadamente con los valores estipulados en las pruebas de la Norma No. 12 de la ADA.

Los materiales y las técnicas de procesado que utilizamos para esta investigación son:

TÉCNICA POR COMPRESIÓN

Nic Tone. Resina acrílica termopolimerizable a base de metacrilato de metilo y su método de procesado es por compresión y calentamiento en agua. Es la resina acrílica para bases de dentaduras de mayor uso en México, D.F, pero sin existir referencias bibliográficas que certifiquen su calidad.

Lucitone 199. Por ser una resina acrílica de alto impacto con características favorables de acuerdo a diversos autores y su procesamiento es por la técnica por compresión.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TÉCNICA POR INYECCIÓN

Una de las ventajas que ofrece el metacrilato de metilo es su facilidad de manipulación. Sin embargo, poco después de ser introducido su uso clínico, se recomendaron métodos de proceso más complicados. Uno de los primeros fue la mufla de inyección de Pryor (1943). Con las técnicas de modelado de inyección, las mitades de la mufla, después de hervir, se atornillan juntas y se inyecta el plástico dentro del molde por medio de una abertura en la mufla. La retracción de la polimerización se supone que es compensada por la inyección constante del material no polimerizado en la prensa. Cuando se usa este método, se produce un poco, de aumento vertical después de montada de nuevo. Sin embargo, no se ha probado que el costo del equipo y el tiempo adicional que se requiere estén justificados. En efecto, Gruenwald y colaboradores (1952) manifestaron que se producía una contracción más lineal con el modelado de inyección que con las técnicas de modelado con prensa ordinaria, pero que la diferencia no era importante.⁽⁹⁾

Con mucha propaganda por parte de unos y otros, Woelfel y colaboradores (1960) presentaron pruebas indicando que las resinas acrílicas termopolimerizables procesadas con la técnica de modelado de compresión, son tan estables en dimensión como las resinas procesadas con técnicas diferentes.

(9)

En 1999 se comenta que algunos factores de los procedimientos en el laboratorio pueden llevarnos a tener alteraciones en la oclusión durante la construcción de las dentaduras totales.

Como resultado de la técnica de procesamiento, la apertura del vástago incisal puede ocurrir después del método por compresión lo cual incrementa la dimensión oclusal, que necesita corregirse posteriormente. Intentos por superar estos problemas asociados a la técnica d₍₉₎

Las resinas acrílicas que utilizamos para este estudio, procesadas por el método de inyección fueron: **SR-Ivocap**; que a través del control del calor y la presión durante la polimerización, logra compensar la contracción de las resinas acrílicas termopolimerizables.⁽²⁴⁾, utilizando un equipo especial para su elaboración

Y **PalaXpress**. Combinación de resina acrílica autopolimerizable y termopolimerizable, que se procesa por inyección neumática y posteriormente polimeriza por calentamiento en agua.

No se encontraron referencias bibliográficas respecto a este material, solo algunos datos proporcionados por el fabricante.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Otro material procesado por la técnica de inyección es **Valplast**, que es un nylon termoplástico que requiere de un equipo específico de procesamiento por inyección, a este material se le realizaron las pruebas que pide la Norma No. 12 de la ADA, a pesar de no estar compuesto de metacrilato de metilo, pero por ser un material utilizado para bases de dentaduras. (y de ser satisfactorio de acuerdo a su fabricante)

Se han introducido diversos materiales como bases para dentaduras, algunos requieren técnicas de procesamiento modificadas. Entre los materiales que no han resultado aceptables se encuentra el polietileno (barra precurada de resina que es ablandada e inyectada al molde a altas temperaturas), nylon, poliamidas, policarbonatos y una resina epóxica. (26)

El Nylon es el nombre genérico de las poliamidas, y fueron producidos por primera vez por Wallace Carothers en la compañía Du Pont calentando diaminas con diácidos. Los nylons son copolimeros de diaminas y ácidos dibásicos. Los distintos polimeros de este tipo se distinguen mediante el uso de números; estos números se refieren al número de átomos de carbono en la diamina y en el ácido dibásico.

En general los nylons tienen gran fuerza tensil y excelente resistencia al impacto, son flexibles y resistentes a la abrasión y a la compresión y tienen cierta elasticidad (29) En la actualidad surgen nuevos materiales como las poliamidas o Nylons. Presentando ventajas y desventajas con respecto al polimetacrilato de metilo. (31)

La mayoría de las prótesis antes usadas eran poco estéticas y las que llegaban a serlo eran muy pesadas o estorbosas. Con respecto a esto, la antiestética de las prótesis dentales le traía a la gente ciertos problemas psicológicos con afectación a la autoestima e incluso problemas para relacionarse en sociedad.

Esto ha llevado a los protesistas a investigar nuevos materiales que cumplan con devolver la función y la estética del aparato masticatorio.

El nylon presume de ser mejor que el acrílico por ser un polímero semicristalino, lo que le permite mayor deformación elástica, además, puede tener ese tipo de deformación sin fractura. El acrílico se utiliza para hacer prótesis estéticas, lo mismo que se hace actualmente con el nylon. Ambos se pueden teñir o pueden simular el color de la encía, es decir, son estéticos. Ambos tienen la capacidad de retener los dientes de acrílico. (31)

A finales de la década de los 40, más personas empezaron a trabajar en grandes compañías. La apariencia comenzó a tener más importancia que antes. Las personas empezaron a ser más conscientes respecto a restauraciones dentales estéticas. (31)

Alrededor de 1950, mucho se escribió acerca de las propiedades y los usos comerciales del nylon, polímero cristalino con moléculas de cadena larga empacadas y ordenadas en paralelo, estructura que confiere al nylon sus propiedades de insolubilidad, alta resistencia y elevada solidez aunada a su ductilidad⁽⁸⁾

La principal ventaja del nylon es la resistencia al impacto y a las continuas cargas, por lo que tienen mayor resistencia a la fractura que el polimetil metacrilato⁽¹⁶⁾

En la práctica, la flexibilidad del nylon junto con su solidez le proporciona resistencia a la fractura. Esta característica más su ligereza hizo que Watt se precipitara a recomendar el uso del nylon en una dentadura parcial clase III. Matthew, Smith y Munn probaron el material para bases de dentaduras y lo recomendaron de riesgo elevado de rotura. Las desventajas son su tendencia a decolorarse o mancharse, y la facilidad con que la superficie se hace rugosa o áspera en el uso, su absorción de agua, la distorsión (pérdida de la forma en el uso), su vulnerabilidad al desarrollo bacteriano, las dificultades del procesamiento (control de la temperatura, inyección) y la dificultad en el acabado pulido.⁽⁸⁾

La mayor desventaja es que la absorción de agua es muy grande⁽¹⁶⁾, produciéndose un aumento de volumen y un ablandamiento de la prótesis.⁽⁶⁾

Además la presencia de porosidad en la resina como la susceptibilidad a la absorción de agua, representa un cierto riesgo de contaminación microbiana en el interior del aboca, especialmente producida por hongos, que se puede derivar en una estomatitis protésica, por lo que son preferibles los materiales que hagan nula esta posibilidad⁽¹⁸⁾

El Valplast se presenta en estado de polvo o perlas, que se ablandan o plastifican con calor, estado en el cual pueden ser moldeadas con presión, para luego enfriarlas. En este proceso no se experimentan cambios químicos.⁽²⁾

TÉCNICA POR MICROONDAS

Muchas técnicas de tipos de procesado diferentes han sido propuestas para simplificar la técnica y para reducir el tiempo de producción de las dentaduras. El uso de la energía de microondas para polimerizar el PMMA fue reportado primero por Nishi, en 1968. Así es posible procesar dentaduras en menor tiempo.^(17,25)

Algunas de las propiedades de este material son aparte del procesado más rápido^(18,30), la base de la prótesis resultante contiene menos monómero residual que la base tradicional termocurada y no incluye porosidades.

El proceso de polimerización resulta sólo en una pequeña cantidad de contracción y en un polímero con mínima absorción de agua. Estas dos propiedades suponen mejor estabilidad y ajuste.⁽⁷⁾

Estudio de propiedades físicas de algunos polímeros para bases de dentaduras...

El material utilizado en este estudio y procesado por la técnica de microondas es **Acrón MC**.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ANTECEDENTES

La sorción de agua es un proceso de difusión en donde las moléculas de agua penetran en los polímeros, desordenando las cadenas moleculares. El desorden de las cadenas de los polímeros causa una expansión que es reversible cuando la dentadura se seca. Sin embargo, repetidos períodos de humedecimiento y secado de los polímeros de dentaduras causan cambios irreversibles.⁽²²⁾ La sorción de agua de los materiales acrílicos para base de prótesis es bastante alta (0.6 mg/cm^2). Después de que se sumergen en agua hasta el equilibrio ocurre una sorción de aproximadamente 2%⁽¹³⁾ lo que hace que se expanda ligeramente la base de las prótesis originando un mejor ajuste al compensar en parte, la contracción dimensional que ocurre durante la polimerización. La solubilidad de las resinas acrílicas es baja, y es resultado de la extracción de los vestigios del monómero al reaccionar dentro de los fluidos bucales.⁽³⁾

Takahashi (1999) dice que es bien sabido que la sorción de agua del metacrilato de metilo causa un pequeño incremento en la dimensión. El aumento de temperatura acelera el promedio de sorción de agua. Pero en un estudio que realizó concluyó que la fuerza de polimerización del polímero de base de dentadura (Acrón MC) por el método de microondas no mostró cambios dimensionales significativos.⁽³²⁾

Takahashi (1996) realizó otro estudio utilizando Acrón MC y el resultado obtenido fue que este acrílico mostró mayor deflexión transversa, mayor sorción y menor solubilidad comparado con los resultados obtenidos con acrílicos autopolimerizables.⁽³³⁾

Las fibras de vidrio son las más utilizadas como refuerzos de los polímeros para prótesis dentales por sus buenas cualidades estéticas y la buena unión de estas fibras a los polímeros. El tipo de fibras de vidrio más utilizado en la producción de fibras es llamado E-glass (electrical glass).

En un polímero reforzado con fibras, la sorción de agua se ve afectada por la impregnación de fibras a la resina. Pues si existen algunas regiones en las que las fibras no estén completamente embebidas en la resina, pueden aparecer huecos en la estructura de la resina curada lo cual incrementa la sorción de agua.⁽¹³⁾

Se han realizado muchos estudios sobre sorción de agua de los polímeros de bases de dentaduras y se puede concluir que la sorción de agua disminuye las propiedades mecánicas de los polímeros para bases de dentaduras.⁽¹³⁾

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

En 1980 varios dentistas investigaron la polimerización de resinas acrílicas con un horno de microondas de cocina, el cual puede disminuir el tiempo de polimerización. Sin embargo, el uso de la tecnología de microondas requiere de una mufla especial, fabricadas con una resina de poliéster de fibra de vidrio reforzada, apretadas con tornillos de policarbonato. (24)

Sadamori en 1997, demuestra que las muestras delgadas de resina acrílica tanto termopolimerizables como polimerizadas por la técnica por microondas tienen mayor cantidad de monómero residual que las gruesas. Además en este estudio se observó que la tendencia a los cambios dimensionales en la resina polimerizada por microondas fueron similares a los de las resinas termopolimerizables. Pues en ambas resinas las muestras delgadas absorbieron mayor cantidad de agua que las gruesas. (11)

Estudios previos revelaron que la expansión dimensional es seguida por la absorción de agua. Y Sadamori afirma que la expansión lineal y la absorción de agua para las muestras de acrílico con un mismo grosor fue mayor en las resinas polimerizadas por microondas que en las termopolimerizables. También nos dice que la absorción de agua de la resina polimerizada por microondas fue mayor que la termopolimerizable después de la inmersión en agua durante 90 días, pero fue menor durante el tiempo de procesado. (11)

En 1998, Machado hizo un estudio en donde se demostró que Lucitone 199 tuvo menor absorción de agua que algunas resinas acrílicas autopolimerizables, pero no tuvo diferencias en solubilidad a pesar de haber mostrado menor deflexión transversa. Y mencionó que la principal diferencia entre las resinas acrílicas autopolimerizables y las termopolimerizables es la mayor cantidad de monómero residual que presentan las resinas autopolimerizables. (34)

Kimura et.al, ha reportado que las resinas acrílicas polimerizadas con energía de microondas presentan mejor adaptación que las resinas polimerizadas en baño de agua (35)

Los cambios dimensionales que sufren las bases de dentaduras no solo son el resultado de la sorción de agua pues en 1999, se reporta que un enfriado lento de la mufla después de la polimerización también se ha recomendado para evitar un alto estrés residual generado por la diferente expansión térmica del modelo y de la base de dentadura. (10)

Sin embargo Memon en el 2001 asegura que la técnica de moldeado por inyección para bases de dentaduras tiene una menor contracción por polimerización comparada con la producida con el método de moldeado por compresión. (17)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Nogueira en 1999 realizó un estudio comparativo entre ambas técnicas, inyección y compresión, en donde el resultado fue que el sistema de inyección tiene significativamente mayor grado de exactitud para procesar dentaduras que la técnica de compresión. Además que la técnica de inyección de alta precisión también confiere a la prótesis una estructura muy compacta que mantendrá la superficie pulida y reducirá la formación de placa y decoloración. (36)

Iwahori en un estudio comparativo realizado con SR-Ivocap y una resina termopolimerizable usando la técnica de inyección concluyó que la resina para base de dentaduras SR-Ivocap muestra menos porosidad. (37)

Algunas investigaciones han demostrado que no existen diferencias significantes en las propiedades mecánicas de las resinas polimerizadas por microondas y las polimerizadas por la técnica convencional. (24,25)

Barpal et. al. en un artículo de 1998 dice que el método de procesado por inyección que ha sido utilizado por SR-Ivocap ha reportado grandes ventajas, incluyendo menor contracción de polimerización que resulta en un menor movimiento de los dientes y menor necesidad clínica de remontaje. (38)

Es generalmente reconocido que la fuerza de impacto y fatiga de los polímeros para bases de dentaduras de polimetacrilato de metilo no es completamente satisfactoria, lo cual se refleja en un esfuerzo continuo por mejorar sus propiedades mecánicas. (17)

El poli-metilmecacrilato es el material más comúnmente utilizado para la fabricación de dentaduras, y satisface las demandas de estética, estabilidad de color, fácil manipulación y pulido.

A pesar de su popularidad, el material está lejos de ser ideal en los requerimientos mecánicos. En función, la fractura de línea media es un problema común.

El desarrollo en la industria de resinas con fibras ha inspirado a obtener mejoras en la formación de resinas acrílicas dentales.

Diversos tipos de fibras como carbón, aramidas, fibras de polietileno y fibras de vidrio han sido investigados.

Las fibras de carbón y aramidas producían importantes problemas clínicos, dificultad en el pulido y estética desfavorable. Las fibras de polietileno eran más estéticas, pero el proceso de grabado, preparación y colocación de las capas de fibras resultaron no ser prácticas para la práctica dental. Por otro lado, las fibras de vidrio han mostrado mejor potencial en restauraciones provisionales, a pesar de la dificultad para lograr una adecuada impregnación de las fibras con el PMMA. (41)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Las fibras incorporadas a las resinas acrílicas mejoraban la resistencia a la fractura de las muestras de PMMA Sin embargo altas concentraciones de fibras, causan un efecto adverso pues debilitan a la resina (41)

Las dentaduras de PMMA han sido reforzadas previamente con fibras de polietileno (UHMP) y con fibras de vidrio (GF). El uso continuo de las fibras en la matriz del PMMA termopolimerizable ha mejorado considerablemente las propiedades mecánicas de la resina. (13,25)

Jacob en 2001 realizó una prueba para saber como se podía mejorar la fuerza flexural de las resinas acrílicas termopolimerizables agregando 3 tipos de fibras de refuerzo. Y los resultados que obtuvo fueron que los polímeros reforzados con fibras de vidrio comparados con los reforzados con aramidas y nylon son mejores en su aplicación por su fuerza específica, porque el módulo de elasticidad de las fibras de vidrio es muy alto, y la mayoría de las cargas son recibidas por ellas sin deformarse (16)

Derrick, realizó un estudio en el que agregó fibras de polietileno a Lucitone 199 y concluyó que la inclusión de éstas fibras resultaban en un insignificante o nulo aumento en la resistencia transversal de esta resina dependiendo de la concentración de fibras que se agregaron, en comparación con el grupo control que carecía de fibras. (25) También, agregó fibras de polietileno a AcronMc, y los resultados obtenidos fueron que las fibras agregadas no provocaban efectos en la deflexión y en el módulo elástico de la resina. (25)

Archadian en el año 2000 reporta que a 48 horas después de procesar las dentaduras con SR-Ivocap mostraron una fuerza flexural mayor a 100MP siendo mejor que otras resinas acrílicas. (37)

Todas las resinas, excepto la epóxica son estables en su coloración y cumplen con el requerimiento de estabilidad de color establecido en la especificación No. 12 de la Asociación Dental Americana. Los investigadores afirman que en el transcurso de los años desde que se estableció la prueba de estabilidad al color, todas las resinas usadas como base para dentaduras han respondido en servicio de igual modo que en la prueba. (8)

La decoloración de los acrílicos resulta ser un problema de estética, y las dentaduras deben de tener una superficie que de la apariencia natural de los tejidos blandos, y para la mejor estética deben de tener traslucidez. (34)

Hersek, estudió a Lucitone 199 en cuanto a su estabilidad de color sometiéndolo a pruebas con colorantes de comida, y encontró que Lucitone 199 produjo un ligero cambio de color al sumergirlo en eritrosina y solución de tartracina. (39)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Las prótesis removibles requieren ser expuestas a varias soluciones desinfectantes durante el periodo de uso, para prevenir la contaminación cruzada. Esta exposición continua a varios desinfectantes puede tener efectos adversos en las propiedades físicas y mecánicas de las resinas para bases de dentaduras.

Se ha reportado que la clorhexidina y el hipoclorito de sodio pueden decolorar las resinas acrílicas para bases de dentaduras, sin embargo se demostró que el PMMA no tuvo cambios de color aún después de haber permanecido 7 días en una solución de hipoclorito de sodio al 0.5%, mostrando la mejor estabilidad de color con todos los desinfectantes probados (27,40)

Papazoglou en 1999 hizo un estudio comparativo de la fuerza de unión que existía entre los dientes de acrílico de las dentaduras y las resinas acrílicas termopolimerizables, autopolimerizables y fotopolimerizables, y como resultado obtuvo que hay mejor unión de los dientes con las resinas acrílicas termopolimerizables, seguidas por las autopolimerizables y la de menos unión fue la resina fotopolimerizable. (42)

Fisher encontró que el monómero del metacrilato de metilo puede causar una reacción alérgica en contacto con la piel o la mucosa oral. Sin embargo los productos del metacrilato de metilo probablemente no causan la reacción alérgica, y algunos investigadores sugieren que la alergia es inducida por el monómero residual formado por una incompleta polimerización (43)

Las resinas acrílicas autopolimerizables muestran mayor citotoxicidad, seguidas por las termopolimerizables y después las fotopolimerizables. (19)

A esto debemos agregar que la adhesión de microorganismos a la superficie de las bases de dentaduras es un prerrequisito para la colonización de ésta, sobre todo en las superficies irregulares en donde se incrementa el alojamiento de microorganismos aún después de haber limpiado las prótesis. (20)

Un estudio de citotoxicidad realizado a Sr-Ivocap muestra, que este material no produjo zonas de lisis celular, lo que muestra que este material no provoca daños a las células del epitelio humano. (44)

Se reporta que por el método de microondas, las moléculas del monómero se mueven por el calor producido por la alta frecuencia electromagnética del campo dentro del horno. Con la progresiva polimerización de la mezcla de monómero y polímero, la misma cantidad de energía es absorbida por menos monómero. El monómero residual se puede difundir provocando una irritación o reacción alérgica. La técnica apropiada de procesamiento minimiza el contenido de monómero residual en las bases de dentaduras, lo cual lo hace más tolerante por la mayoría de los individuos. (45)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Sin embargo, la citotoxicidad de este material no ha sido bien reportada. Se realizó un estudio comparativo entre Lucitone autopolimerizable, termopolimerizable y Acron MC, midiendo la citotoxicidad de cada uno de estos materiales, encontrando más citotóxico a la resina acrílica autopolimerizable y menos citotóxico a Acron MC ⁽⁴⁶⁾

INFORMACIÓN DE LOS FABRICANTES

NIC TONE

Cross Linked

R2V Normal

Manufacturera dental continental, S.A de C.V.

*Las resinas acrílicas, polimetacrilatos, copolimeros y monómeros Nic Tone, son productos para obtener prótesis de alta calidad, precisión y confiabilidad. El control de calidad será inalterable con el empleo adecuado de monómero y polímero de Nic Tone

Polímero Nic Tone:

Es un poliacrilato procesado con una avanzada tecnología que cumple con estrictos requisitos para la elaboración de prótesis dentales.

Monómero Nic Tone:

Se ha logrado obtener un producto con óptimo grado de pureza, que por sus características exclusivas permite al ser adicionado al polímero una integración molecular de equilibrio y que una vez terminado el proceso termocopolimerización se obtiene un copolímero de polimerización cruzada (Cross Linked).

La información siguiente hace referencia de algunos problemas que se tienen al trabajar con Nictone, las posibles causas de éstos y las soluciones.

RELACIÓN DE LA MEZCLA:

PROBLEMAS: Masa difícil de manejar y falta de homogeneidad.

CAUSAS: Exceso de polvo en la mezcla.

PROBLEMAS:

- a) El desajuste de la prótesis por contracción.
- b) Exceso de tiempo para alcanzar la consistencia adecuada (período plástico) o de empaçado.
- c) Porosidad de la prótesis terminada.

CAUSAS: Exceso de líquido en la mezcla.

SOLUCIÓN: Verificar la relación 3:1, ejemplo: 30c.c. polvo por 10 c.c de líquido. Es indispensable el uso de artículos de medición.

ALMACENAMIENTO:

PROBLEMAS: Cambios en le tiempo de trabajo de polimerización y de tono en un mismo envase de polímero.

CAUSA: Asentamiento de los pigmentos y las partículas más finas.

SOLUCIÓN: Agitar antes de usarse

PROBLEMA: Líquido espeso o cristalizado.

Excesivo almacenamiento (más de 6 meses de luz).

Almacenamiento cerca de fuentes de luz o calor.

Envasado en frasco de polietileno y/o color claro.

CAUSA: Contaminación del polímero.

SOLUCIÓN: Evitar introducir en el monómero el instrumento con el que esté manipulando el acrílico. Si las causas son imputables al distribuidor o fabricante exigir su reposición o reembolso.

SEPARADOR:

PROBLEMAS:

- a)Desenmufado y limpieza difícil.
- b)Espacio en la zona de cuellos donde penetrarán residuos orgánicos con la subsecuente decoloración, agrietamiento y posible desprendimiento de los dientes.

CAUSAS:

- a)Deficiencia en la aplicación en la película separadora.
- b)Presencia de residuos de cera sobre el modelo.
- c)Separador de mala calidad saludable al agua.
- d)Aplicación de separador estando el molde extremadamente caliente o frío donde no se logró el secado completo del separador.
- e)Exceso de separador entre los cuellos y la base.

SOLUCIONES:

- a)Asegurar el desencerrado completo y con agua limpia y caliente.
- b)Utilizar separador de buena calidad.
- c)Verificar que se ha formado una capa separadora uniforme.

PROBLEMA: Curado insuficiente de la prótesis en el tiempo acostumbrado.
CAUSA: Agua proveniente del yeso incorporado al acrílico por la aplicación deficiente de la película separadora.
Incorporación de pigmentos con que se fabrican los yesos hacia el acrílico.
SOLUCIÓN: Aplicación uniforme del separador.

EMPAcado:

PROBLEMAS: Porosidad en la prótesis terminada
CAUSA: Al empacar el material en período arenoso o filamentosos
SOLUCIÓN: Empacar el material en período plástico o de trabajo.
PROBLEMAS: Pérdida de detalles en la prótesis, movilización de los dientes artificiales, distorsión de la relación vertical, porosidad, blanqueamiento.
CAUSA: Empacado del material en el período elástico y/o falta de contacto de metal-metal entre las partes de la mufla.
SOLUCIÓN: Empacar en el período plástico o de trabajo.

PROBLEMAS: Prótesis con pérdida de estética.
CAUSA: Manipulación del acrílico con las manos descubiertas.
SOLUCIÓN: Recomendamos el uso de guantes de polietileno.

DESENMUFLADO:

PROBLEMAS: Distorsión de la prótesis
CAUSA: Colocación de la mufla caliente al chorro de agua. Mufla abierta prematuramente, estando el acrílico todavía caliente.
SOLUCIÓN: Dejar la mufla lentamente al medio ambiente, aproximadamente 30 minutos.

PROBLEMAS: Tensiones internas con distorsión posterior de la prótesis
CAUSA: Eliminación del yeso de la mufla en forma agresiva
SOLUCIÓN: Colocar una hoja de papel periódico entre capa y capa de yeso al enmuflar.
Colocar el yeso en capas al enmuflar.

CICLO DE CURADO:

PROBLEMAS: Porosidad en toda la superficie de la prótesis que le da un aspecto blanquizco.
CAUSA: Curado inicial a altas temperaturas y presión insuficiente durante la masa acrílica durante su proceso.

SOLUCIÓN: Control exacto de la temperatura y un tiempo suficiente de calentamiento para lograr

PROBLEMAS: Prótesis porosa con las partes gruesas que aparece en generalmente en la acción de tallado o pulido, con la alteración de la resistencia y de su estética, distorsión de la prótesis después del desenmullado y resquebrajamiento alrededor de los dientes.

CAUSA: Curado inicial a altas temperaturas

SOLUCIÓN: Control exacto de la temperatura y un tiempo suficiente de calentamiento para lograr la completa polimerización.

TERMINADO Y PULIDO

PROBLEMAS: Falta de pulido y distorsión de la prótesis

CAUSAS: Generación de temperaturas elevadas al pulir y terminar.

SOLUCIÓN: Utilizar todo artículo o material de terminado y pulido con suficiente humedad en su caso.

Evitar toda acción abrasiva que genere exceso de calor o quemaduras.

Se recomienda Pulecrlil, pulimento suave de alto brillo que substituye la tierra pómez.⁽⁴⁷⁾

LUCITONE 199

Dentsply

Trubyte

Aceptado por la American Dental Association.

Lucitone 199 está contraindicado para su uso en pacientes con historia de reacciones alérgicas al monómero de metacrilato de metilo.

Lucitone 199 es una resina que contiene monómero que puede causar reacciones alérgicas (dermatitis de contacto) u otra reacción alérgica en personas susceptibles. ⁽⁵²⁾

PALAPRESS

Heraeus Kulzer GmbH & Co.

COMPOSICIÓN:

Sistema de curado en frío, compuesto de polvo y líquido.

Componente principal del polvo: metilmetacrilato-copolímero

Componente principal del líquido: metacrilato de metilo, dimetacrilato

Sistema catalizador libre de amino terciaria.

PalaXpress está libre de cadmio.

AREA DE APLICACIÓN:

De uso universal, material de bases de prótesis para inyectar y colar.

Método de inyección:

-Prótesis maxilares superior e inferior completas.

Método de colado:

-Completar prótesis esqueléticas.

-Crear márgenes.

-Reparaciones.

-Rebasar prótesis (método indirecto)

OBSERVACIONES:

Rebasar prótesis en método indirecto con PalaXpress está contraindicado. Este producto contiene monómeros polimerizables (ej. Metacrilatos), que pudieran ocasionar en personas delicadas, cierta sensibilidad en la piel. En caso de aparecer algún tipo de irritación o si el paciente es alérgico ante las resinas a base de metacrilato, deberá evitarse el uso de este producto.⁽⁴⁸⁾

SR-IVOCAP

Ivoclar, Vivadent

COMPOSICIÓN:

POLVO

Polimetacrilato

Copolímero

Pigmentos.

LIQUIDO

metacrilato de metilo

Dimetacrilato (reticulante)

Co-polímero

INDICACIONES

Prótesis total.

Prótesis parcial

Rebases

Trabajos ortodónticos

Férulas.

CONTRAINDICACIONES

No colocar en boca material sin polimerizar

En caso de alergia conocida de alguno de sus componentes, no utilizar el producto.

VENTAJAS

- Resina predosificada en cápsulas que garantiza una mezcla óptima y limpieza del material, sin contacto manual con el monómero.
- Calidad constante del material.
- Prótesis biocompatibles gracias a la obtención de bases de prótesis homogéneas.
- Ajuste exacto y sin zonas de presión gracias a la polimerización controlada.
- Oclusión precisa, ya que se evita un aumento de la dimensión vertical.
- Óptimo pulido y resistencia a la rotura.

La polimerización por calor y presión produce un alto grado de polimerización del monómero, por lo que la técnica de inyección de SR-Ivocap garantiza altas cualidades del producto que se resumen en excelentes características físicas y clínicas.

Este acrílico es completamente homogéneo y no contiene monómero libre, por lo que es ideal para pacientes que son alérgicos al monómero o que han sufrido una estomatitis protésica localizada.

Este material provee mayor translucidez, una nueva tecnología de fibras, y más aceptación universal de matices que dan la apariencia natural de los tejidos.

El sistema SR-Ivocap asegura un grado máximo de polimerización, una gran unión química con los dientes de resina, óptima densidad y pulido así como gran estabilidad de color de las bases de dentaduras. (49)

ACRON MC

GC Corporation

CARACTERÍSTICAS:

- 1.- Un buen polimerizado se puede lograr con radiación de microondas durante 3 minutos a 500W, y excelentes propiedades físicas son obtenidas.
- 2.- No se producen burbujas de aire en las bases de dentaduras polimerizadas por este método, a pesar del rápido polimerizado.
- 3.- Se obtienen dentaduras satisfactorias en menor tiempo.

El fabricante proporciona una tabla de datos en donde muestra los resultados obtenidos al someter Acron MC (técnica por microondas, durante 3 minutos a 500W) y otro producto (de polimerización en baño de agua durante 90 minutos a 70 grados y 30 minutos en agua hirviendo y se les realizaron diversas pruebas físicas.

<u>PRUEBAS</u>	<u>Acron MC</u>	<u>Producto A</u>	<u>MÉTODO DE LA PRUEBA</u>
Fuerza transversa (kgf/cm ²)	1090	995	Medido con una máquina de pruebas después de haber permanecido 24 horas en agua a 37°C.
Módulo transverso	2.83	2.74	Medido con una máquina de pruebas después de haber permanecido en agua durante 24 horas a 37°C.
Deflexión Carga Transversa 1.5-3.5kg Carga 1.5-5.0kg	1.76	1.73	No más de 2.5 mm
	3.38	3.48	2.0-5.5 mm
Dureza Knoop (K.H.N.)	18.5	17.9	Medidas sobre una carga de 100g durante 30 segundos.
Absorción de agua (mg/cm ²)	0.67	0.71	No más de 0.8mg/cm ² (sumergido en agua a 37°C durante 7 días)
Solubilidad	0.01	0.01	No más de 0.04mg/cm ² (sumergidos en agua a 37°C durante 7 días)
Plasticidad	cumple	cumple	De acuerdo a la Norma No. 12 de la ADA.
Estabilidad de color	cumple	cumple	De acuerdo a la Norma No. 12 de la ADA.

Se hizo otro estudio polimerizando ambos materiales en microondas y se concluyó que cuando una resina acrílica termopolimerizable es polimerizada por la técnica de microondas, se producen burbujas de aire en las áreas delgadas de la base de dentadura.

Las propiedades físicas logradas por la polimerización por microondas son muy importantes: la polimerización completa y uniforme del acrílico Acron MC asegura una gran estabilidad dimensional, muy superior a los métodos convencionales. (50)

Lo anterior lo comprueban estudios realizados midiendo la adaptación de las bases de dentaduras al yeso para determinar si existía alguna diferencia en el ajuste dependiendo el método de polimerizado que utilizara, y como resultado se obtuvo que la resina polimerizada por microondas tuvo una mejor adaptación que la fue polimerizada en baño de agua (35,51)

VALPLAST

Porcelanas de México.

Valplast México. S.A. de C.V.

A finales de la década de los 40, más personas empezaron a trabajar en grandes compañías. La apariencia comenzó a tener más importancia que antes. Las personas empezaron a ser más concernientes respecto a restauraciones dentales estéticas. La industria dental tenía disponible únicamente cromo-cobalto y acrílico para restauraciones. Se hicieron diseños más avanzados en metal de manera más científica para procurar hacer el menor daño posible en los rebordes alveolares y para mantenerse funcionales.

Sabiendo que las parciales funcionales tenían ganchos de metal visibles, poco estéticos, y que los diseños más avanzados en metal no eliminaban el deterioro natural del reborde alveolar, Tibor y Arpad Nagy comenzaron a estudiar detenidamente cada uno de los factores que contribuían con el deterioro dental, la falta de estética, reacciones alérgicas, etc.

Conociendo las limitaciones proveídas por los propios materiales, comenzaron a estudiar propiedades físicas y químicas de un sin número de materiales decidieron usar materiales termoplásticos para reemplazar el metal por completo. Ellos desarrollaron y modificaron una resina nylon, llamándola Valplast. Junto a esta resina, desarrollaron restauraciones estéticas modificando el diseño de ganchos. A la vez trataron de mejorar la función de las parciales incorporando elementos de amortiguación.

VENTAJAS DEL VALPLAST

Excelente memoria plástica

Irrompible

Durabilidad

Ligero de peso

Estético

Confortable

Hipoalergénico

Inerte

No tóxico

Retardador del deterioro del hueso

Rompe fuerzas

No se deteriora al contacto con fluidos y bacterias

Absorción de agua mínima

Traslúcido

Apariencia
Flexibilidad

Solución funcional:

- Una distribución de fuerzas en áreas edéntulas
- Elimina presiones innecesarias en los dientes naturales remanentes.
- Estimulación de la encía por la flexibilidad de la resina
- Ayuda a reducir la reabsorción del hueso.

Porqué no usar descansos verticales?

El descanso es necesario en casos de metal para eliminar presiones perjudiciales en los dientes naturales y en la encía. La flexibilidad de la resina elimina el punto de mayor presión distribuyéndola a lo largo de la parcial. Esto evita la necesidad de compensación.

Recomendable para:

Pacientes alérgicos al polimetil-metacrilato
Pacientes con altos Torus palatinos
Pacientes con paladar hendido
Movilidad dental.

Ideal para;

Obturadores palatinos
Férulas oclusales
Mantenedores de espacio

El éxito Internacional de Valplast

La tecnología Valplast ha estado disponible en el mercado europeo por mas de 44 años y, en Estados Unidos por más de 43 años.

Además es usado ampliamente en Taiwan, Corea, Australia, China, Japón, Filipinas, Perú, Argentina, Canadá, Israel, Nueva Zelandia, Malasia, Singapur.

Beneficios para el paciente

- Valplast provee una increíble función de amortiguación.
- Valplast es confortable para los pacientes cuando están comiendo o descansando.
- No necesita de ningún tipo de preparación en los dientes naturales.
- Es económico a lo largo ya que no se fractura como otro tipo de parciales removibles existentes.
- En caso de adicionales dentales, es reparable.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Características físicas de Valplast

Peso específico:	1.04
Absorción de agua (7 días):	10.089 mg/mm ³
Módulo de elasticidad	356.23N/mm ²
	26.67N/mm ²
Dureza	6.45 (HVO.1) 6.32(HVO.2)
Fidelidad a dimensiones	2% sin restricción.
Resistencia a rupturas	Sin rupturas 375°F

Resultados basado en Estudios Materiales en la Universidad Gratuita de Berlín, 1991, de acuerdo con ISO 1567/DIN 13907

Comodidad:

Las parciales Flexibles construidas de Valplast pueden ser muy delgadas, reduciendo la masa que se requiere para hacer bases de acrílico. La ligereza proporciona una sensación más natural que una voluminosa reparación de acrílico, permitiendo al paciente acostumbrarse al cuerpo extraño más fácilmente.

La flexibilidad del material amortigua una parte del choque al masticar. Aún en casos de total cobertura palatina, donde se prevé más movimiento, la base tiende a reducir el efecto martillante contra el tejido natural.

Desde la inserción inicial de un caso de Valplast diseñado apropiadamente y con uso continuo, el paciente experimentará una mínima obstrucción y una mínima reacción a la tensión normalmente producida por materiales de base rígida.

Seguridad:

Valplast certifica que su producto es irrompible bajo uso normal y cuando se fabrique de acuerdo a nuestros procedimientos de laboratorio. Aún en maltrato, la base no deberá despedazarse.

El efecto amortiguante de una base flexible también ha servido de protección a los huesos y dientes naturales en al menos una víctima de accidente. En este caso el parcial Valplast fue eventualmente adherido al hueso natural para ser usado como una tablilla durante el proceso de cicatrización.

Estética:

Valplast, es producido para mantenerse traslúcido después de procesarse, simulando los vasos sanguíneos naturales. La translucidez o transparencia se adapta fácilmente a la variedad de matices o tonos. La resina está también disponible en un tono rosa claro cuando el matiz básico del tejido es oscuro o luminoso.

Además de la coloración natural, los típicos diseños de las restauraciones de Valplast siguen el modelo o patrón de las naturales formaciones de la encía a lo largo del contorno de los dientes. Con los delgado diseños de broche, la restauración se convierte prácticamente imperceptible cuando se usa.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Función:

La flexibilidad de la resina Valplast permite al diseño aprovechar los socavados disponibles, especialmente en áreas muertas de soporte de los contornos alveolares. Los broches y extensiones a dedo pasan sobre los puntos altos y protuberancias fácilmente, aflojando dentro del socavado natural para proporcionar retención sin presión en el punto de contacto.

Bajo masticación, el suave movimiento de la base crea un efecto del ligero masaje sobre la encía natural. Esto produce una estimulación, la cual ha demostrado que retarda el deterioro del tejido natural y hueso.

Características del producto:

Existen muchas opciones disponibles, para cuando los dentistas necesitan hacer restauraciones para pacientes parcialmente edéntulos. Estas se van reduciendo, al hacer consideraciones como por ejemplo la envergadura del área edéntula, la salud periodontal del paciente y sus parámetros financieros. Para algunos pacientes, las restauraciones fijas como puentes o implantes endodóncicos son la mejor opción. De cualquier manera, para muchos otros, las prótesis removibles son requeridas.

Características del material:

Valplast es un material base para dentaduras, el que se ha sabido diseñado para corregir algunas fallas del acrílico convencional. Es bio-compatible, y de nylon irrompible.

El material es fabricado calentando trocitos de Nylon y moldeándose por inyección dentro de la forma deseada. Técnicos dentales trabajan en este proceso son entrenados técnicamente por el manufacturador. La fabricación inicial y rebases son hechos en el laboratorio. Valplast puede ser usado con dientes de porcelana o plásticos. Puede ser usado como una base entera de nylon o reemplazando el acrílico en un parcial de metal y acrílico convencional.

Debido a su fortaleza, este no necesita el grosor del acrílico. Las falanges pueden ser delgadas (aprox. 2mm) lo que es cómodo para el paciente y además le permite hablar más clara y cómodamente. Su delgadez tiene un beneficio adicional al hacer que las falanges sean casi traslúcidas, permitiendo que el color de la mucosa del paciente influya en el color aparente de la falange. Los resultados son muy estéticos, especialmente en la zona anterior.

La irrompibilidad del material es un beneficio, haciendo de este una excelente opción para pacientes alérgicos o sensitivos a productos metil-metacrilatos. En 44 años desde su introducción, nunca se ha reportado sensibilidad en la mucosa atribuida directamente al material.

La flexibilidad de este producto es la llave de su efectividad.

Valplast no es recomendado rutinariamente para dentaduras completas porque interfiere con la habilidad de obtener un post dam sellado. De cualquier manera, muchas dentaduras completas hechas en Valplast han sido usadas con éxito.

Pacientes completamente edéntulos y con severos abultamientos quienes no son buenos candidatos para cirugía se han beneficiado de las dentaduras flexibles de Valplast.

La flexibilidad de este material, permite al diseño sacar ventaja de las protuberancias, como son los torus maxilares y mandibulares.

Otra característica importante que presenta este tipo de material, es que como permite la fabricación de estructuras delgadas, ocasiona que las prótesis sean muy ligeras, por lo que dicha estructura presenta adherencia a los tejidos blandos, aprovechando la tensión superficial que se forma entre la encía y el material por medio de la capa delgada de saliva que se encuentra entre estas dos superficies.

A las poliamidas se les considera como materiales termoplásticos, esto les permite ser sometidos a temperaturas altas (300-400°C) para reblandecerlos sin que pierdan sus propiedades, para ser moldeados, ya sea por medio de inyección o compresión, para luego dejarlos enfriar, y vuelvan a su estado sólido, sin menoscabo en su estructura molecular. En cambio el polimetacrilato es un material termoestable, que se quema o se descompone con este tipo de temperaturas.

Para el procesamiento del Valplast se requiere de Acry-Jector, que es uno de los primeros sistemas de inyección en el mercado.

El Valplast está formulado especialmente para proveer una fuerza ideal, translucidez, flexibilidad al realizar dentaduras.

El Valplast proporciona una translucidez exclusiva que da al paciente una apariencia natural de los tejidos. En algunos países se recomienda el uso de Valplast como alternativa a los pacientes que presentan reacciones alérgicas al acrílico. (31)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los materiales Nic Tone, Lucitone199, SR-Ivocap, PalaXpress, Acron MC y Valplast, utilizados para elaborar bases de dentaduras, no han sido estudiados en su totalidad de acuerdo a las pruebas que requiere la Norma No. 12 de la ADA.

Sin embargo, tanto los cirujanos dentistas como los técnicos dentales utilizan estos materiales cotidianamente sin tener una información de valores físicos y mecánicos, por lo que se requiere de un estudio comparativo en base a los valores que la Norma Número 12 de la ADA exige a estos productos para orientarnos en su selección.

JUSTIFICACIÓN

Este estudio es posible llevarlo a cabo con base en la presencia y uso que se les está dando en la facultad de Odontología de la UNAM a algunos de estos productos y otros que se manejan en cierto sector de la profesión odontológica y debido a que tanto en el Laboratorio Interdisciplinario de la Facultad de Odontología como en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado de la UNAM se cuenta con el equipo y la experiencia requerida para realizar las pruebas que indica la Norma No. 12 de la ADA.

OBJETIVO GENERAL

Valorar los materiales Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast, utilizados actualmente para realizar bases de dentaduras, con base en las pruebas físicas que especifica la Norma No. 12 de la A.D.A.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.-Determinar valores de sorción de agua de los materiales, Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast.
- 2.-Determinar los valores de solubilidad de los materiales, Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast.
- 3.-Realizar la prueba de translucidez con los materiales, Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast.
- 4.-Realizar la prueba de deflexión transversa con los materiales; Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast.
- 5.-Observar al microscopio óptico la presencia de poros de los materiales; Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast.
- 6.-Realizar la prueba de plasticidad con los materiales; Nic Tone, Lucitone 199, PalaXpress y SR-Ivocap. .

HIPÓTESIS

Las resinas acrílicas SR-Ivocap y PalaXpress, (procesadas por la técnica de inyección), tienen valores más altos de acuerdo a la Norma No. 12 de la A.D.A., comparados con las resinas acrílicas Nic Tone, Lucitone 199, (procesadas por la técnica por compresión), Acron MC (procesada por la técnica de microondas) y Valplast (que es un material procesado también por la técnica de inyección), pero que tiene una composición química diferente a la de las resina acrílicas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

TIPO DE ESTUDIO

Descriptivo, observativo, transversal

VARIABLES INDEPENDIENTES

Fórmula de los polímeros.

Temperatura del medio ambiente.

Presión de los aparatos de inyección.

VARIABLES DEPENDIENTES

Tamaño de las muestras

Relación polvo-líquido

Tiempo de polimerización de las muestras

Temperatura del agua en el procesado.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

EQUIPO Y MATERIAL

Para realizar las muestras por la técnica por compresión se requiere:

-1 frasco de Acrílico termopolimerizable Nic tone, monómero 125ml y polímero 35gr. Lote.05040927

-1 frasco de Acrílico Lucitone 199, monómero y polímero. Lote: 20122

Muflas metálicas

Estufa

Prensas apara muflas

Separador yeso acrílico

Vaselina

Técnica de Microondas:

-1 frasco de Acrón MC, Lote. 330025

Mufla de resina de poliéster de fibra de vidrio

Tornillos de policarbonato

Horno de microondas Samsung, de 500 a 700W

Separador COE-SEP

Inyección.

7 Cápsulas de SR-IVOCAP-PLUS High impact pink-V

Polímero 20gr, y 30ml de monómero, Ivoclar

Lote. 01567

Separador; Separating Fluid IVOCLAR

Estufa Hanau, Curing Unit

Bolas flotantes de plástico

Cap-Vibrator IVOCLAR

Inyector SR IVOCAP

Muflas indicadas por el fabricante

Bañera de polimerización

Bañera de enfriamiento.

Cronómetro

Guía de centrado

Patrón de revestimiento

Embudos

Brida

Compresora de aire

Prensa hidráulica, Flli Manfredi, OL57

Canales de cera No. 9

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1 frasco de PalaXpress de 50ml. De Heraeus Kulzer, 2:1, polímero:monómero
Lote. 010301
Un aparato inyector
Compresora de aire
Olla de presión, Palamat, Practic EL T de Heraeus Kulzer.
Mufa de bronce
Adhesivo, Palabond
Recipiente dosificador
Cilindro de alimentación

Para realizar las muestras de Valplast se requiere de:

14 tubos de gránulos de Valplast
Lote: 20204
Prensa hidráulica
Cilindro de inyección
Horno
Portacartuchos
Mufa metálica

Para todas las técnicas se utiliza:

Yesos tipo II y III
Tasa de hule
Espátula de yesos
Frasco de cristal
Espátula para mezclar acrílicos
Papel celofán
Vaselina
Pincel
Probeta
Báscula
Godete de vidrio
Martillo de material plástico
Tijeras o buril especiales
Fresones rotatorios
Papel de lija de grano fino No. 280
Espátula de le cron
Agua

El equipo utilizado para cada una de las pruebas que requiere la norma No. 12 de la ADA. Es el siguiente:

1.- Sorción de agua y solubilidad

Lijas de agua No. 280
Contenedor con sílica gel
Agua desionizada
Toallas de papel
Balanza analítica Ohaus Ga 200

2. Deflexión transversa.

Sierra
Lijas de agua No. 280
Tornillo de banco
Agua desionizada
Calibrador
Aparato de medición de deflexión (Instron)
Cronómetro

3- Plasticidad

Dado de bronce perforado
Placa de vidrio de 5mm de ancho y 60mm²
Trozo de polietileno
Pesa de 5 kg.
Hoja de bisturí

4.- Traslucidez

Disco de metal de 10mm de diámetro
Bulbo de luz eléctrica fría de 40w.
Lámina de plástico transparente

5.- Porosidad

Microscopio óptico

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MUESTREO

Pruebas

- Sorción de agua y solubilidad= 10 muestras de 50mm de diámetro y 0.5mm de grosor.
- Traslucidez, deflexión transversa y porosidad = 10 muestras de 65mm de largo, 10mm de ancho y 2.5mm de grosor.
- Plasticidad = 16 perforaciones fueron medidas en un dado de bronce.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

Los materiales utilizados en este estudio: Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, SR-Ivocap, PalaXpress y Valplast, y que cumplen con los parámetros requeridos para realizar las pruebas físicas que especifica la Norma No. 12 de la ADA.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Todos aquellos materiales existentes en el mercado, utilizados par 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

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

FALTA
PAGINA

51

METODOLOGÍA

MÉTODOS DE PROCESADO DE CADA MATERIAL.

Realización de muestras para las pruebas que indica la Norma No. 12 de la A.D.A.

Las muestras requeridas para las pruebas de sorción de agua y solubilidad fueron discos de 50mm. de diámetro por 0.5 mm de grosor.

Las muestras requeridas para las pruebas de traslucidez, deflexión transversa y porosidad, fueron láminas de 65mm de largo, 10mm de ancho y 2.5mm de grosor.

Nic Tone

Se enmufla un acetato calibrado y cortado al tamaño indicado, cuando el yeso ha fraguado se retira el acetato y se aplica el separador yeso-acrílico

1.- Agítase el frasco de polvo.

2.- Mídase en probeta de vidrio separadamente la cantidad adecuada al caso en proporción 3:1 polvo y líquido. En un frasco seco y limpio de vidrio y boca ancha, vierta primero el líquido, luego el polvo.

3.- Mézclese con una espátula de acero inoxidable en forma suave y continua el contenido durante 1 minuto. Tápese el frasco evitando así evaporaciones, déjese reposar al medio ambiente durante 8 ó 9 minutos teniendo una temperatura ambiente de 20 grados centígrados.

4.- Antes de retirar el acrílico, quite los residuos que no se integraron a la masa y que aparecen en las paredes del frasco. Saque su preparado con la espátula y amase el producto con guantes de polietileno (evítese el contacto directo para no contaminarlo) durante 3 minutos.

5.- Tome un fragmento de la masa y empaque por uno de los extremos de la muestra presionando con el pulgar, agregue fragmentos hasta completar su empaçado manual.

6.- Preñe su mufla habiendo dejado previo intermedio entre modelo y acrílico una hoja de polietileno calibre 0.05 ó preferentemente celofán húmedo. Inicie su prensado gradualmente permitiendo la expulsión libre de los excedentes, retire su mufla, preñe nuevamente con otro papel intermedio con el máximo de presión manual posible condicionado a la estructura de los yesos.

Retire sus partes, corte excedentes de la mufla, y haga el cierre definitivo.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

7.- Meta su prensa-mufla, al agua a temperatura de 60 grados centígrados durante 15 minutos, suba a 75 grados durante 15 minutos y a 95 grados centígrados durante otros 60 minutos.

8.- Deje enfriar 30 minutos a temperatura ambiente y luego 15 minutos en agua fría.

LUCITONE 199

Se enmufla un acetato calibrado y cortado al tamaño indicado, cuando el yeso ha fraguado se retira el acetato y se aplica el separador yeso-acrílico .

Importante: Medir el polvo y el líquido exactamente. No permitir la entrada de burbujas de aire con una espatulación excesiva.

1.- Agregar en proporción 3:1 polvo y líquido, Dejar 15 segundos para permitir que el polvo se humedezca con el líquido. No sobre mezclar. Cubrir el frasco de la mezcla para evitar la introducción de oxígeno hasta que alcance la consistencia de empacado (aprox. 9 minutos a temperatura ambiente).

2.- La resina debe ser empacada con la consistencia adecuada la cual se identifica cuando la resina se separa del frasco en donde se mezcló. Sacar la resina del frasco y empacarla haciendo presión con los dedos.

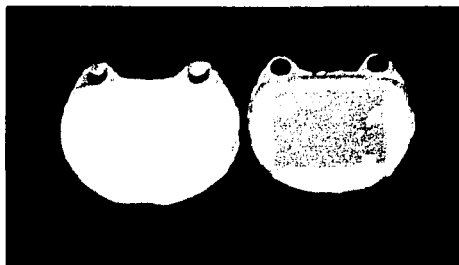
3. Se prensa la mufla hasta que salga el excedente, se recorta y se vuelve a prensar

4.- El tiempo de trabajo de Lucitone 199 es de 10 minutos aproximadamente. Nunca debe empacarse antes de alcanzar el estado de plasticidad.

5.- Para el polimerizado, sumergir la mufla prensada a $75^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}$ por 1 ½ hora, seguido de 30 minutos en agua hirviendo.

6.- Debe revisarse periódicamente la temperatura con un termómetro de precisión.

7.- Se saca la mufla del agua y se deja enfriar a temperatura ambiente durante 30 minutos. Luego se sumerge en agua fría durante 15 minutos antes de desenmuflar.



Enmufiado en la técnica por compresión

ACRON MC

- 1.- Enmufiar un acetato calibrado al tamaño de las muestras a realizar.
- 2.- Aplicar separador de yeso-acrílico GC Coe-Sep y dejar secar.
- 3.- Medir el polvo y el líquido en una relación 3:1 .
- 4.- En un frasco vaciar primero el líquido y después el polvo, dejar que se humedezcan todas las partículas del polvo y cerrar el frasco, mantenerlo así durante 20 minutos a 23°C. En este tiempo Acron MC alcanza la consistencia de masa.
- 5.- Sacar la masa de resina del frasco y empacarla en el molde de yeso. No tocar la resina directamente pues algunas personas pueden ser alérgicas al líquido.
- 6.- Utilizar una hoja de polietileno. Cerrar la mufla, eliminar el excedente y cerrar definitivamente.
- 7.-Pólimerizar Acron MC con radiación microondas durante 3 minutos o más.
- 8.- Sacar la mufla del microondas y dejar enfriar durante 30 minutos a temperatura ambiente después de la irradiación, después colocar la mufla en agua fría durante 20 minutos antes de desenmufiar.



Mufla, acrílico Acron MC y horno de microondas

SR-IVOCAP

1.- Enmuflado – mitad inferior.

Colocar los patrones de enmuflado en la mufia, mezclar el yeso duro y enmuflar el acetato del tamaño de las muestras. Eliminar el sobrante de yeso aislante térmico y de las paredes de la mufia . La separación entre la parte anterior del acetato y el borde de la mufia debe ser de 1 cm.

2.- Colocación del embudo.

Retirar el patrón una vez fraguado el yeso y colocar en su lugar la guía de enmuflado con embudo.

3.- Canales de inyección.

Colocar los canales antes de la elaboración de la contra-mufia.

Los canales de inyección deben tener un diámetro de 3-5mm.

Elegir el recorrido más corto.

No dañar los bordes de yeso a lo largo del embudo de inyección; éstos hermetizan posteriormente el hombro de la mufia.

4.- Enmuflado – mitad superior.

Colocar la mitad superior de la mufia tras el aislamiento con vaselina o con Separatin Fluid de Ivoclar. Mezclar el yeso y rellenar la contramufia hasta que las superficies superiores de la muestra queden ligeramente cubiertas.

A continuación llenar la mufia hasta el borde, colocar la tapa con la mano hasta el tope.

No cerrar la mufia con prensa.

5.- Aislado.

Las superficies de yeso todavía húmedas se aíslan dos veces con Separating Fluid de Ivoclar.

6.- Preparación de las cápsulas.

a) Extraer del recipiente de monómero de la cápsula y abrir por la zona de rotura girando el extremo.

b) Abrir la cápsula y verter el monómero dentro

El recipiente de monómero se vacía mejor si la base se perfora con cuidado con un instrumento punzocortante. Volver a cerrar la cápsula.

Después de añadir el monómero mezclar inmediatamente.

Antes de la mezcla, colocar de nuevo el recipiente de monómero vacío en la cápsula.

c) Colocar la cápsula en el CAP-Vibrator, poner el seguro de la cápsula y mezclar durante 5 minutos a temperatura ambiente.

No mezclar más de 7 minutos ya que la resina se calienta demasiado en la cápsula por la resistencia a la fricción.

d) Retirar el recipiente del monómero vacío, situar la cápsula de inyección en el émbolo y empujar el material hacia arriba.

7.- Fijación de la mufia.

Juntar con cuidado ambas mitades de la mufia y prestar atención a que la tapa de la misma esté correctamente asentada. Empujar ahora la mufia en la brida hasta el tope. Colocar la brida en el centro de la prensa hidráulica, girar la uñeta hacia la derecha.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Cargar la brida con 3 toneladas, presionando al mismo tiempo la palanca de cierre hacia la derecha. Es necesario oír como encaja la uñeta a 80 bar de presión. Soltar ahora el aire comprimido y extraer de la prensa la brida con la mufla.

8.- Colocación de la cápsula SR-Ivocap.

Retirar la tapa de la cápsula e introducir la cápsula hasta el tope de la mufla.

9.- Colocación del inyector.

Colocar el inyector SR-Ivocap sobre la mufla y encajar. Antes de cargar con 6 bar de presión, el émbolo del inyector debe descansar sobre el émbolo de la cápsula. A continuación cargar con 6 bar de presión.

10.- Inyección.

Dejar la unidad SR-Ivocap al menos durante 5 minutos con 6 bar de presión (inyección). Durante este tiempo la resina rellena el modelo.

11.- Polimerización.

Colocar la unidad SR-Ivocap en una bañera de polimerización adecuada. La superficie del agua debe cubrirse con bolas flotantes de plástico para evitar una pérdida innecesaria de calor del baño de agua (aislamiento). Prestar atención para que no quede ninguna bola de plástico debajo de la brida.

Graduar la temperatura de tal manera que esté hirviendo durante todo el proceso de polimerización.

El nivel del agua debe llegar hasta la marca roja de la brida, y no sobrepasarla bajo ninguna circunstancia.

El tiempo de polimerización una vez que ha empezado a hervir es exactamente de 35 minutos.

No interrumpir el proceso de cocción por la introducción posterior de otras muflas.

12.- Enfriamiento

La unidad SR-Ivocap se extrae del agua hirviendo una vez transcurridos los 35 minutos de polimerización y se enfría directamente en agua fría

Durante los primeros 20 minutos, la presión de la brida e inyección deben permanecer inalterables.

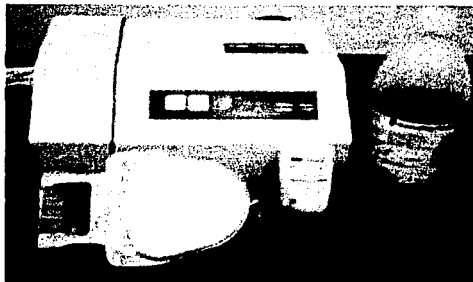
A los 20 minutos se puede retirar el inyector. Sin embargo, la brida con la mufla deben permanecer sin falta otros diez minutos en agua fría.

Tiempo total de enfriamiento: 30 minutos.

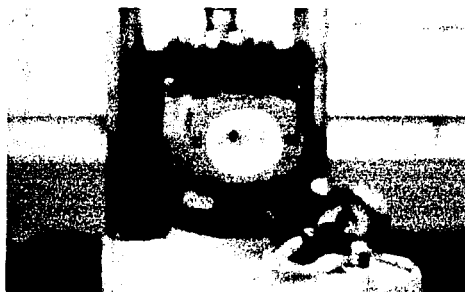
13.- Desenmuflado.

Colocar la brida en la prensa y volver a cargar con 3 toneladas. Abrir la uñeta, empujar el cierre giratorio hacia la izquierda y liberar la presión.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Mufa para Ivocap, CAP-Vibrator, cápsula de Monómero y polímero y Separating Fluid.



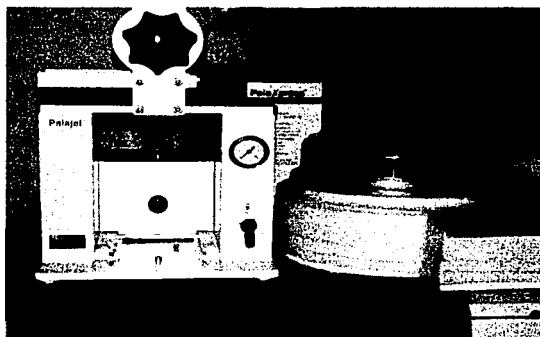
Colocación de la mufa de Ivocap a la brida en la prensa hidráulica.



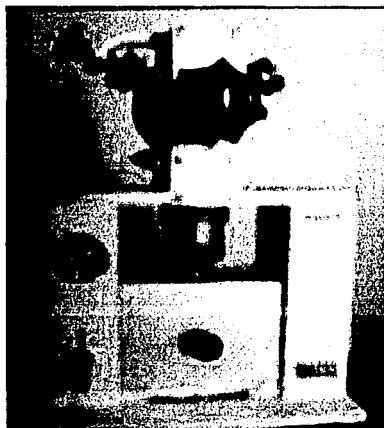
Mufas en la brida durante la inyección en la estufa de polimerización.

PALAXPRESS

- 1.- Enmuflar un acetato calibrado al tamaño de las muestras que se requieren.
- 2.- Colocar 3 capas de separador acrílico-yeso.
- 3.- Se coloca PalaXpresss en una proporción de mezcla (2:1) polvo:líquido en el recipiente de dosificación.
- 4.- Se mezclan el polvo y el líquido en un frasco de vidrio y el punto de inyección se alcanza cuando la pasta muestra una superficie opaca.
- 5.- La mezcla se vacía en el cilindro de inyección y la mufia se coloca en el aparato de inyección, Palajet.
- 6.- Se inyecta a una presión de 4 bar durante 5 minutos.
- 7.- La polimerización final se realiza en Palamat Practic a una temperatura en el agua de 55°C durante 30 minutos.
- 8.- Se retira la mufia de Palamat Practic y se deja enfriar 30 minutos a temperatura ambiente y posteriormente se sumerge en agua fría durante 20 minutos, antes de desenmuflar.



Sistema de inyección Palajet y olla de polimerización Palamat Practic de Kulzer.



Mufla en el sistema de inyección Palajet

VALPLAST

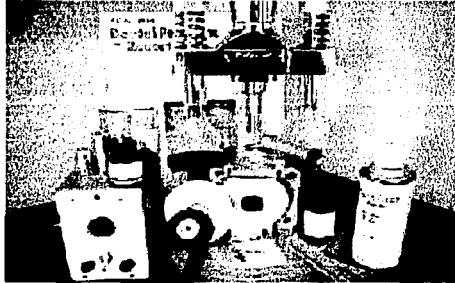
El material más comúnmente utilizado en un contenedor de aluminio, en el cual, el nylon es licuado en una cámara eléctrica, teniendo un buen control de la temperatura. El nylon en licuefacción se introduce dentro de un contenedor especial, a través del pistón, bajo una presión ejercida de manera manual con una prensa hidráulica a la base del tubo de aluminio donde emerge de alguna manera.

En la técnica de Valplast, este cartucho, debe ser sometido a un precalentamiento inicial, dependiendo del grado de humedad que se presente en el ambiente del lugar de almacenamiento. Durante el precalentamiento del cartucho, el horno se prende para que alcance una temperatura de 300°C a 350°C, este proceso tarda aproximadamente 15 minutos, el portacartuchos se coloca dentro del horno ya caliente, durante 8 minutos, para que el metal del portacartuchos se atempere y no baje la temperatura del horno, inmediatamente después se coloca el cartucho dentro del portacartuchos, que está dentro del horno y se esperan 11 minutos para que el material alcance el estado plástico para poder inyectarlo.

Durante este proceso de debe alinear la mufla al vástago de la prensa, para que coincidan en el momento de la inyección del material.

Cuando el nylon es completamente licuado, la prensa es bajada rápidamente y el contenedor de aluminio es forzado contra un cortador especialmente diseñado en la base. El inyector del contenedor es asegurado cada ocasión, manteniendo las fuerzas de presión del nylon licuado dentro del recipiente. No se requiere de grandes presiones al inyectar, pero si es ventajoso llenar el contenedor rápidamente.

Se coloca el cartucho preparado en el orificio de la mufla por medio del portacartuchos, y se inicia la inyección del material con la prensa, a una presión de 6 bars, y se mantiene durante 10 minutos. Después de transcurrido ese tiempo, se retira la mufla de la prensa, y se espera de 20 a 30 minutos a que se enfríe el material, para poder abrir la mufla.



Material y sistema de inyección de Valplast.

PRUEBAS QUE ESPECIFICA LA NORMA No. 12 DE LA ADA.

1.-PRUEBA DE SORCIÓN DE AGUA

Los discos se secaron fondo en un contenedor con sílica gel a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 24 horas, luego se pesaron con una de precisión de 0.2 mg. Este ciclo se repitió hasta que el peso perdido de cada disco no fue de más de 0.2 mg en cada período de 24 horas.

Los discos se sumergieron en agua destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 7 días, después los discos se sacaron del agua, se limpiaron con una toalla limpia y se secaron hasta que estuvieron libres de humedad visible.

Se colocaron en el aire por 15 segundos, y finalmente se pesaron.

El valor de la sorción del agua se calculó para cada disco de la siguiente manera:

$$\frac{[\text{masa después de la inmersión (mg)} - \text{masa condicionada (mg)}]}{\text{área de superficie (cm}^2\text{)}} = \text{sorción (mg/cm}^2\text{)}$$

El promedio de los valores determinados para los dos discos fueron registrados con una precisión de 0.01 mg/cm^2 .

El valor final, (el promedio de las dos determinaciones) se redondeó al valor más cercano a 0.1 mg/cm^2 .

Si el valor final estuvo entre dos números, el número par fue registrado.

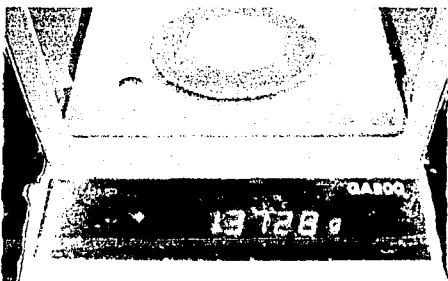


Fig. 1 Muestras en la balanza



Fig. 2 Muestras en el desecador.

2.-PRUEBA DE SOLUBILIDAD

Después de pesar las muestras en la prueba de sorción, finalmente se acondicionaron a un peso constante en el secador a $37 \pm 2^\circ\text{C}$. El valor constante de la solubilidad se calculó para cada disco de la manera siguiente:

$$\frac{[\text{masa acondicionada (mg)} - \text{masa reacondicionada (mg)}]}{\text{área de superficie (cm}^2\text{)}} = \text{solubilidad (mg/cm}^2\text{)}$$

El valor final (promedio de las dos denominaciones) se redondeó lo más cercano a 0.01 mg/cm^2

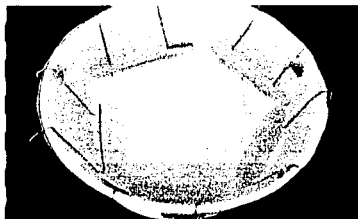


Fig. 3 Muestras en agua desionizada.



Fig. 4 Muestras a 37°C durante 7 días

3- PRUEBA DE TRASLUCIDEZ

Se colocó un disco de metal de 10mm de diámetro sobre la muestra y a 50cm de distancia se colocó un bulbo de luz eléctrica fría de 40W, y se observó si se formaba una sombra a través de la placa muestra.

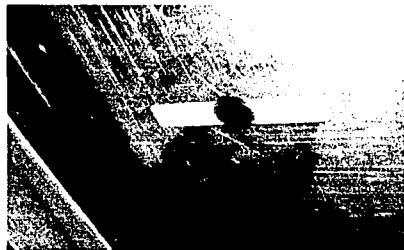


Fig. 5 Formación de sombra a través de la muestra

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4.-PRUEBA DE DEFLEXIÓN TRANSVERSA:

Se utilizaron las mismas muestras que en la prueba de translucidez.

Las muestras se almacenaron en agua desionizada a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ por 50 ± 2 horas inmediatamente antes de la prueba. Cada muestra se montó en un calibrador aprobado, capaz de realizar un promedio a la carga, y equipado con un aparato de medición de deflexión con un rango de 0.01 mm desde el centro de la muestra.

La punta de la carga y los 2 soportes tienen superficies cilíndricas altamente pulidas con diámetro de 3.2 mm y se encuentran paralelas dentro de 0.1mm a lo largo de una longitud de 10 mm.

La distancia entre los centros de los soportes fue de 50 ± 0.025 mm, la punta de la carga tuvo que estar a la mitad de los soportes dentro de 0.025 mm.

La muestra se sumergió en agua durante la prueba. Una carga inicial que consistió de 3 partes móviles del aparato, más suficiente peso para hacer la carga de 14.71 N fue colocada sobre la muestra

Cada incremento de 4.90 N se agregó a una taza constante durante los últimos 30 segundos de cada minuto.

Las diferencias entre la deflexión de la carga inicial y la carga especificadas fueron tomadas como la deflexión de la muestra.

Las deflexiones registradas se reportaron con una precisión de 0.1 mm

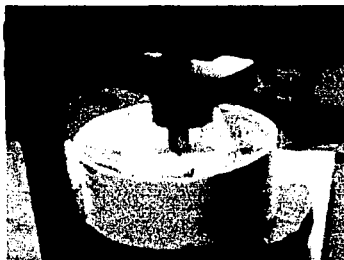


Fig. 6 Deflexión transversa

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

5.- PRUEBA DE POROSIDAD.

Se utilizaron las muestras de la prueba de deflexión transversa, se cortaron, se utilizó un paralelizador para colocar la muestra en posición correcta y la Norma No. 12 de la ADA, indica que deben verse sin aumentos, pero además estas muestras, se vieron en un microscopio óptico a 60X para contar el número de poros de cada material

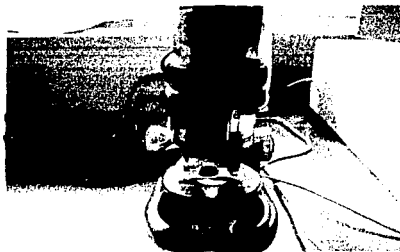


Fig. 7 Muestra en el microscopio óptico.

6.- PRUEBA DE PLASTICIDAD

Se utilizó un dado de bronce perforado y una placa de vidrio de aprox. 60 mm² y 5mm de ancho.

De 8 a 10 gr. de una muestra de resina acrílica se prepararon de acuerdo a las instrucciones del fabricante. La prueba de empaque comenzó 5 minutos después de que aumentó la propiedad de plasticidad del material, es decir, el polímero se consideró listo para empacarse cuando la plasticidad del polímero fue tal que estuvo en el punto en que se separó limpiamente de las paredes del frasco donde se mezcló.

Al tiempo inicial de empaque, se moldeó la mezcla con un ancho de aprox. 5 mm y se colocó en el dado de bronce, luego la mezcla se cubrió con un trozo de polietileno e inmediatamente la lámina de vidrio de 5 Kg. se colocó encima.

10 minutos después, se retiró la carga y el dado de bronce se sometió al método de polimerización prescrito por cada fabricante y posteriormente la profundidad de intrusión dentro de cada agujero se midió con una precisión de 0.1 mm antes de que el material fuera retirado del dado.

Las medidas del postproceso fueron tomadas para determinar si dos o más perforaciones fueron penetradas a la profundidad requerida.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

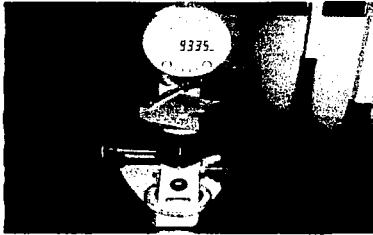


Fig.8 Medición de la penetración de material en el dado de bronce.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

RESULTADOS

Tabla I.

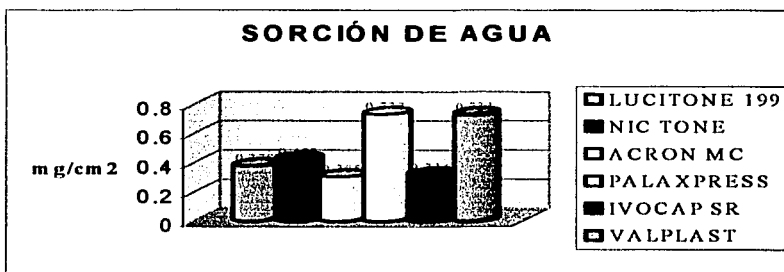
Valores de sorción de agua (S.1) mg/cm^2 , solubilidad (S.2) mg/cm^2 y desviación standard de acuerdo al Análisis de Una Vía de ANOVA

	S.1	S.D.	S.2	S.D.
LUCITONE 199	0.378	0.0447	0.0164	0.0063
NIC TONE	0.423	0.0762	0.0168	0.0156
ACRON MC	0.306	0.107	0.0352	0.0923
PALAXPRESS	0.733	1.59	0.0275	0.0308
IVOCAP SR	0.316	0.0233	0.0233	0.0172
VALPLAST	0.731	0.0168	0.0417	0.0163

S.D.= Desviación estándar

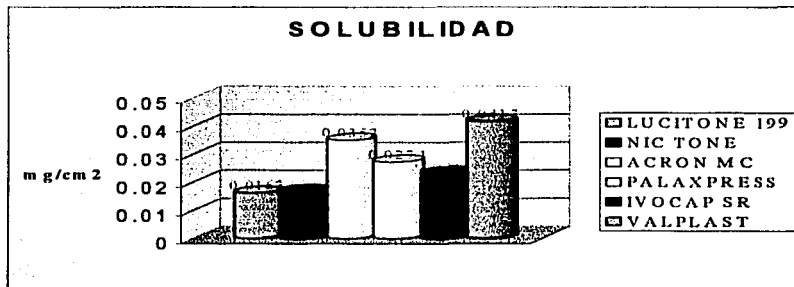
GRÁFICA No. 1

Sorción de agua mg/cm^2



GRÁFICA No. 2

Solubilidad mg/cm^2



La Tabla I y las gráficas I y II indican los valores de las pruebas porción de agua y solubilidad y la desviación Standard del Análisis de Una Vía de ANOVA.

En la prueba de sorción de agua no existen diferencias estadísticas significativas ($P=0.468$) entre los materiales: Nic tone, Lucitone 199, Acron MC, y SR-Ivocap, en comparación con PalaXpress y Valplast, a un intervalo de confianza de ($P=<0.001$).

Acron MC es el material que mostró el menor valor, (0.305 mg/cm^2) en la prueba de sorción de agua, con una desviación standard de 0.107, siendo PalaXpress el material que mostró el valor más alto (0.733 mg/cm^2) con una desviación Standard de 1.59. Cumpliendo así, todos los materiales con el requisito de la Norma No. 12 de la ADA de tener un valor inferior a 0.8 mg/cm^2 en estas prueba.

En la prueba de solubilidad tampoco existió diferencia estadística significativa ($P=0.643$) entre Nic tone, Lucitone 199, Acron MC, SR-Ivocap, PalaXpress y Valplast, a un intervalo de confianza de ($P=<0.001$), a pesar de que Nic tone (0.0352 mg/cm^2), PalaXpress (0.0274 mg/cm^2), SR-Ivocap (0.233 mg/cm^2) y Lucitone 199 (0.0163 mg/cm^2) muestran valores menores que Acron MC (0.0352 mg/cm^2) y Valplast (0.0417 mg/cm^2).

Sin embargo, el valor de Valplast 0.0417 mg/cm^2 en la prueba de solubilidad excede del valor máximo que indica la Norma No. 12 de la ADA, de 0.08 mg/cm^2 .

Tabla II

Pruebas de translucidez y porosidad. (FS) Indica si se formó una sombra en la prueba de Translucidez y (NP) en la prueba de porosidad Indica el número de poros encontrados en las muestras vistas al microscopio óptico a 60X.

	FS	NP
LUCITONE 199	Si	Ninguno
NIC TONE	Si	Ninguno
ACRON MC	Si	Ninguno
PALAXPRESS	Si	Ninguno
IVOCAP SR	Si	Ninguno
VALPLAST	Si	Ninguno

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

PRUEBA DE POROSIDAD

IMÁGENES VISTAS AL MICROSCOPIO ÓPTICO A 60X



Foto No. 1 Nic tone, no muestra poros

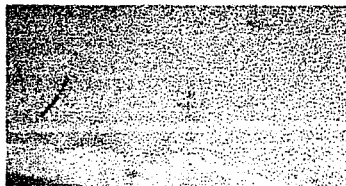


Foto No. 2 Lucitone 199 no muestra poros



Foto No. 3 Acron MC, no muestra poros



Foto No. 4 PalaXpress, no muestra poros



Foto No. 5 SR- Ivocap, no muestra poros

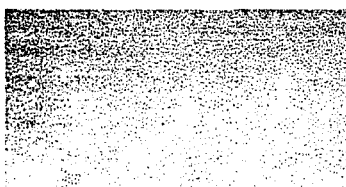


Foto No. 6 Valplast, no muestra poros

La Tabla II, indica que todos los materiales utilizados en este estudio cumplieron con el requerimiento de la Norma No12 de la ADA en formar una sombra para la prueba de translucidez.

La tabla II y las fotos de la 1 a la 6 muestran que todos los materiales utilizados en este estudio cumplen con el requisito de no tener poros.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Tabla III

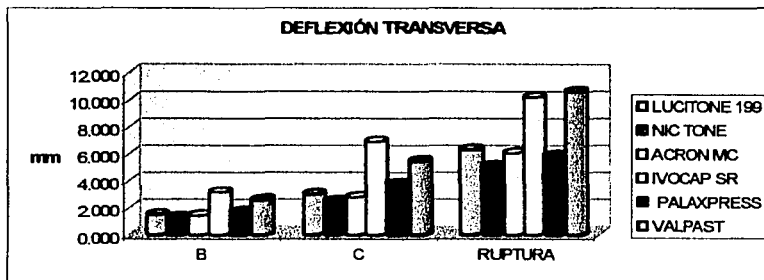
Deflexión transversa. Valores de B (deflexión de las muestras con una carga de 14.7-34.3N) Valores de C (deflexión de las muestras con una carga de 14.7-49.0N) y Valores del momento de ruptura y desviación standard de las muestras, de acuerdo al Análisis Estadístico de Una Vía de ANOVA. Todos los datos en mm.

	B	C	RUPTURA	S.D.
LUCITONE 199	1.545	3.048	6.332	0.475
NIC TONE	1.299	2.526	5.117	0.833
ACRON MC	1.441	2.790	6.084	0.497
Ivocap SR	3.176	6.926	10.207	0.847
PALAXPRESS	1.736	3.800	5.891	0.826
VALPAST	2.624	5.495	10.628	0.190

S.D.= Desviación standard

GRÁFICA No.3

Deflexión transversa en mm, mostrando valores de B, C y ruptura.



La Tabla III y la gráfica No. 3 indican los valores de la prueba de deflexión transversa en el momento de aplicarles a las muestras cargas de 14.7-34.3N (B), de 14.7-49.0N (C) y en el momento de la ruptura de las muestras.

Teniendo como resultados, que las muestras de Valplast no alcanzaron la ruptura y que las de SR-Ivocap resistieron la mayor cantidad de cargas antes de la ruptura en comparación con los materiales restantes.

Existiendo diferencias estadísticas significativas tanto de Valplast como de SR-Ivocap en comparación con Nic Tone, PalaXpress, Lucitone 199 y Acron MC, a un intervalo de confianza de (P=0.001).

Valplast con una deflexión transversa de 10.628mm y una desviación Standard de 0.190, fue el único material que no alcanzó la ruptura.

Sin embargo entre los materiales que alcanzaron la ruptura la mayor diferencia estadística significativa (24.443), se encontró entre SR-Ivocap con una deflexión transversa de 10.207mm en la ruptura y desviación Standard de 0.847 y Nic

tone con una deflexión transversa de 5.117mm en la ruptura y una desviación Standard de 0.833.

Otras diferencias estadísticas significativas entre SR-Ivocap fueron con PalaXpress (20.726= que tuvo una deflexión transversa de 5.891mm, Acron MC (19.799) con una deflexión transversa de 6.084mm, y Lucitone 199 (18.608) con una deflexión transversa de 6.332mm.

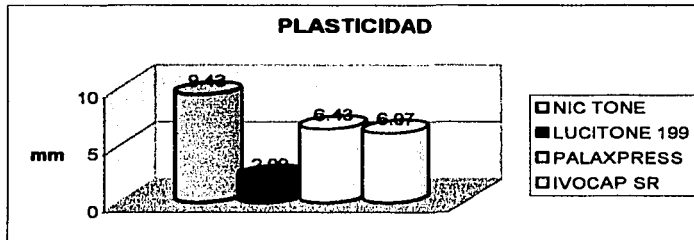
Los materiales Nic tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast, sometidos a la prueba de deflexión transversa cumplen con el requisito de la Norma No. 12 de la ADA de tener más de 2.0mm de deflexión como mínimo al agregarle cargas de 14.7-49.0N.

Tabla IV

Valores promedio de plasticidad (mm)

	PROMEDIO	S.D.
NIC TONE	9.43mm	2.59
LUCITONE 199	2.09mm	0.92
PALAXPRESS	6.43mm	1.37
IVOCAP SR	6.07mm	3.52

GRÁFICA No. 4
Prueba de Plasticidad



La Tabla IV muestra los valores de la prueba de plasticidad en donde todos los materiales cumplieron con el requisito de la Norma No, 12 de la ADA de que la resina acrílica penetrara en por lo menos dos perforaciones del dado de bronce con una profundidad mínima de 2mm.

El Análisis de Una Vía de ANOVA para la prueba de plasticidad muestra una diferencia estadística significativa entre Nic tone y Lucitone 199 de (12.101) a un intervalo de confianza de (P=0.001). Y que entre PalaXpress (6.43mm) y SR-Ivocap (6.07mm) no existe diferencia significativa. Siendo Nic Tone (9.43mm) el material con un valor más alto en la prueba de plasticidad y Lucitone 199 (2.09mm) el material con el valor más bajo.

DISCUSIÓN

En este estudio fue posible realizar las pruebas que indica la Norma No. 12 de la ADA de sorción de agua, solubilidad, deflexión transversa, traslucidez, porosidad y plasticidad, con base a tener el equipo y material necesario para llevarlas a cabo conforme a la especificación.

En nuestro estudio obtuvimos valores para Lucitone 199 en la prueba de sorción de agua de 0.378mg/cm^2 y en la de solubilidad de 0.016mg/cm^2 , lo cual se puede comprobar en el estudio que realizó Machado Cucci, en 1998 en el que realizó la prueba de sorción de agua y solubilidad a una resina acrílica termopolimerizable (Lucitone 550), diferente a la utilizada en este estudio, pero utilizando la misma técnica de procesado por compresión, y que en sus resultados señala que esta resina acrílica termopolimerizable cumple con los requisitos en la prueba de sorción de agua con 0.383mg/cm^2 Y en la de solubilidad con 0.018mg/cm^2 (34)

Además en nuestro estudio utilizamos Valplast, polímero reforzado con fibras de nylon y encontramos que fue uno de los materiales que presentó mayor sorción de agua (0.731 mg/cm^2), lo cual comprueba lo que indica Vallitu en 1998, que en un polímero reforzado con fibras, la sorción de agua se ve afectada por la impregnación de fibras a la resina, pues si existen algunas regiones en las que las fibras no estén completamente embebidas en la resina, pueden aparecer huecos en la estructura de la resina polimerizada, incrementándose la sorción de agua (13)

Sherman Salim en 1992 en la Universidad de Hiroshima, hizo una prueba para medir el cambio dimensional, utilizando muestras de SR-Ivocap, Acron MC y una resina acrílica termopolimerizable, procesada por compresión, obteniendo como resultados, que las muestras procesadas por compresión tuvieron una diferencia estadística significativa con las muestras de SR-Ivocap, y que las muestras de Acron MC, procesadas por el método de microondas tuvieron más cambios dimensionales que las de SR-Ivocap. Y no se encontraron diferencias significativas entre los métodos por compresión y microondas. Concluyendo que SR-Ivocap es el sistema de mayor exactitud en comparación con el método procesado por compresión. Sin embargo en nuestro estudio Acron MC fue la resina acrílica que tuvo el valor más bajo en la prueba de sorción de agua 0.305mg/cm^2 y no mostró diferencias estadísticas significativas con SR-Ivocap 0.316mg/cm^2

Sergio S. Nogueira en 1999 en la Universidad de Buffalo, realizó un estudio utilizando Lucitone 199 en donde utilizó como grupo control dentaduras procesadas con Lucitone 199 por el método por compresión y en el grupo experimental utilizó Lucitone 199 con una técnica de inyección, midiendo posteriormente la estabilidad dimensional de ambos grupos.

Como resultados obtuvo que existieron diferencias significativas entre ambos grupos, el grupo control mostró mayor cambio dimensional que el grupo procesado por la técnica de inyección. Por lo que concluye que la técnica de inyección fue más exacta que la del procesado por compresión, y a pesar de no existir grandes diferencias en el tiempo de trabajo de laboratorio entre ambas técnicas, el sistema de inyección puede disminuir el tiempo en la realización de dentaduras por la menos apertura del vástago incisal y la reducción en el tiempo de ajuste en el post-procesado⁽³⁶⁾ En los estudios mencionados de Sherman y Nogueira, el sistema de inyección fue el que presentó menores cambios dimensional comparados con la técnica de microondas y la de compresión. Sin embargo, estudios previos, revelaron que la expansión dimensional de las resinas para bases de dentaduras era causada por la sorción de agua, y que el incremento en la expansión dimensional lineal es seguida por la sorción de agua⁽¹¹⁾, lo cual difiere con los resultados que obtuvimos en este estudio pues en la prueba de sorción de agua el material que presentó el valor más bajo fue Acron MC (técnica de microondas) 0.305mg/cm^2 , seguido por SR-Ivocap (sistema de inyección) 0.316mg/cm^2 y posteriormente Lucitone 0.378mg/cm^2 y Nic Tone 0.422mg/cm^2 (método por compresión), diferencias no significativas estadísticamente.

H.D. Stipho, en 1998 realizó un estudio utilizando muestras de resinas acrílicas autopolimerizables, a las cuales les agregó fibras de vidrio en diferentes porcentajes, todas las muestras fueron sometidas a la prueba de deflexión transversa. Como resultados obtuvo que las muestras reforzadas con fibras de vidrio al 10 y 15% presentaron valores más bajos en la transversa, comparadas con las muestras con menos porcentaje de fibras de refuerzo, lo cual indica que el exceso de fibras debilitó las muestras⁽⁴¹⁾ Sin embargo en nuestro estudio encontramos resultados diferentes, como que las fibras de refuerzo mejoran los valores de deflexión transversa de las muestras, para Valplast, SR-Ivocap y Lucitone 199 tuvieron valores más altos en la prueba de deflexión transversa, comparados con Acron MC, PalaXpress y Nic Tone, resinas acrílicas no reforzadas con diversas fibras. Estos resultados difieren con los de H.D. Stipho probablemente debido a que él utilizó una resina acrílica autopolimerizable, diferente químicamente a las que utilizamos en este estudio, además hay que tomar en cuenta que él agregó las fibras a cada grupo y que los materiales que nosotros utilizamos ya traen las fibras agregadas por el fabricante.

Derrick L., en 1994, en la Universidad de Iowa llevó a cabo un estudio en donde realizó muestras de Lucitone 199, y Acron MC, añadiendo a algunas de ellas, fibras de polietileno y les realizó la prueba de deflexión transversa. Los resultados obtenidos fueron que los grupos de Lucitone 199 a los que se les agregaron fibras de polietileno, no tuvieron diferencias estadísticas significativas comparadas con el grupo sin fibras. Y que el grupo con 3% de fibras tuvo una disminución en el valor de la deflexión.

Además que en los grupos de Acron MC a los que les agregaron fibras todos tuvieron valores más bajos en la prueba de deflexión transversa comparados con el grupo sin fibras, y concluye que agregar fibras de polietileno a Lucitone 199 produce mínima o ninguna ventaja en la resistencia dependiendo de la concentración utilizada⁽²⁵⁾, debido a que la falta de refuerzo se atribuye a la pobre unión existente entre las fibras de polietileno y las resinas acrílicas y a una mezcla insatisfactoria del monómero y el polímero. Por lo que el estudio anterior lo comprobamos con el nuestro al obtener como resultados en la prueba de deflexión transversa de Lucitone 199, resina acrílica que contiene refuerzo de fibras de polietileno (6.332mm) y de Acron MC resina acrílica sin refuerzo (6.084mm), mostrando así que no existe diferencia significativa entre un material con refuerzo de fibras y otro sin él. Sin embargo si comparamos los valores de Valplast y SR-Ivocap, materiales con fibras de refuerzo diferentes a las de polietileno, encontramos diferencias estadísticas significativas con Nic Tone, PalaXpress y Acron MC, materiales sin fibras de refuerzo.

Jacob John, en el 2001 realizó muestras con una resina acrílica termopolimerizable, procesada por el método por compresión, y las dividió en 4 grupos, al primero no le agregó fibras, al segundo le agregó fibras de vidrio, al tercero le agregó fibras de aramidas y al cuarto fibras de nylon, después de realizarles la prueba de deflexión transversa obtuvo como resultados que las muestras reforzadas con fibras de vidrio mostraron los valores más altos, seguidas por las reforzadas con aramidas, nylon y el grupo sin fibras⁽¹⁶⁾, a pesar de esto, en nuestro estudio Valplast que es un material que contiene fibras de nylon tuvo el valor más alto en la prueba de deflexión transversa sin alcanzar la ruptura, lo cual difiere con el estudio de Jacob, debido a la técnica de procesado, pues el utiliza la técnica de compresión y posteriormente la polimerización de las muestras en baño de agua a 73°C durante media hora. Y en nuestro estudio utilizamos los tubos con gránulos de Valplast que se calientan para licuar el material y posteriormente se inyecta en la mufa y se deja enfriar.

El hecho de que Valplast (10.628mm) e Ivocap SR (10.207mm), presenten gran deflexión, se traduce en una desventaja para su uso clínico, debido a que el aumento de flexibilidad de un material conduce a la concentración local de cargas y a la reabsorción localizada y acelerada del reborde residual⁽⁷⁾, sin embargo, Lucitone 199 (6.33mm), tiene un valor significativamente menor al de Valplast (y al de SR-Ivocap, a pesar de contener fibras de refuerzo, lo cual lo hace favorable para el uso clínico en pacientes que presenten poco reborde alveolar.

Estudio de propiedades físicas de algunos polimeros para bases de dentaduras...

En nuestro estudio ninguno de los materiales utilizados, Nic Tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpress, SR-Ivocap y Valplast, mostró poros al ser observado al observarse al microscopio óptico a 60X, lo cual podemos verificar en lo publicado por Iwahori quien realizó un estudio comparativo con SR-Ivocap y una resina termopolimerizable usando la técnica de inyección, y concluyó que la resina para base de dentaduras SR-Ivocap no muestra porosidad. (29)

En este estudio no fue posible realizar la prueba de plasticidad a los materiales Acron MC, por no ser posible polymerizar en el horno de microondas el material contenido en el dado de bronce, y Valplast por no existir la posibilidad de inyectar el material del cartucho al dado de bronce.

No llevamos a cabo la prueba de estabilidad de color que especifica la Norma No. 12 de la ADA, por no tener el equipo necesario.

CONCLUSIONES

- 1.- Los materiales Nic tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpresss, SR-Ivocap y Valplast cumplen con los valores requeridos por la Norma No. 12 de la ADA, en las pruebas de sorción de agua, porosidad, y translucidez, sin encontrarse diferencias significativas entre los valores de cada uno.
- 2.- Los materiales Nic tone, Lucitone 199, Acron MC, PalaXpresss, SR-Ivocap cumplen con los requisitos de la Norma No. 12 de la ADA, para la prueba de solubilidad.
- 3.- Valplast mostró un ligero aumento en el valor de solubilidad con el requisito que pide la Norma No. 12 de la ADA como máximo que es de 0.04mg/cm^2 .
- 4.- Nic Tone, Acron MC, Lucitone 199 y PalaXpress cumplen con el valor requerido por la Norma No. 12 de la A.D.A. en la prueba de deflexión transversa.
- 5.- Los materiales, Valplast y SR-Ivocap, que contienen en su estructura fibras de refuerzo tuvieron valores más altos en la prueba de deflexión transversa.
- 6.- Nic tone, Lucitone 199, PalaXpress, y SR-Ivocap, cumplen con el valor requerido por la Norma No. 12 de la ADA en la prueba de plasticidad.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Anusavice, 1999, La ciencia de los materiales dentales de Phillips. Editorial Mc.Graw Hill , 10ª Edición, p.p 3-7, 219-270.
- 2.- Guzmán. 1990, Biomateriales odontológicos de uso clínico. Cat Editores, Bogotá, Colombia, p.p. 170-178
- 3.- Craig. 1985, Materiales Dentales. Ed. Interamericana 3ª. Edición. p.p. 277-283
- 4.- Xia Chung Ming, et. al. 1996, Rapid processing procedure for heat polymerization of polymethyl methacrylate in a pressure cooker with automatic controls. J. of Prosthetic Dentistry, (76)4 ;445-447.
- 5.- Phillip B, et. Al. 1998, New acrylic resin composite with improved thermal diffusivity. J. of Prosthetic Dentistry, (79)3;278-284
- 6.- Combe. 1990, Materiales Dentales. Edit. Labor España p.p. 247-249
- 7.- Bernard, Smith. 1996, Materiales Dentales. Editorial Masson. Barcelona, España, p.p.129-133,231-234.
- 8.- Reisbick. 1982, Materiales Dentales en Odontología Clínica, Editorial El Manual Moderno, México, p.p. 287-295
- 9.- Sharry, John. 1977, Prostodoncia dental completa. Ediciones Toray, Barcelona, p.p. 270-277.
- 10.- Debby,et.al. 1999. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures, J. of Prosthetic Dentistry, (81)3; 300-304
- 11.-Sadamor Shinsuke. 1997. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. Int J. of Prosthodontic, 10(1); 35-43.
- 12.- Goldberg, Burstone. 1992. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent. Materials, May;197-202.
- 13.- Vallittu Pk. 1997. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. The Int J. of Prosthodontics, 11(4);340-350

- 14.- Vallittu PK. 1997. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: Preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int.* 28(1);39-44
- 15.-Vallittu PK. 1997. Impact strength of a modified continuous glass fiber poly(methyl Methacrylate). *Int J. Of Prosthodontics* 10(2);142-148
- 16.-Jacob John, Shivaputrapa A, et. al. 2001. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J. Prosthetic Dent.* 86(4); 424-427.
- 17.- Mohammed Sohail Memon, et. al. 2001. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int. J. Prosthodontic.* 14(3); 214-218.
- 18.- Williams. 1982. *Materiales en la Odontología Clínica*. Editorial. Mundi. Paraguay. p.p. 300-323.
- 19.- Fu-Mei Huang . et. al 2001. Citotoxic Effects of Denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary human oral fibroblasts in vitro. *Int. J. Prosthodontic.* 14(5); 439-443.
- 20.- Verran Joana, et.al. 1997. Retention of candida albicans on acrylic and silicone of different surface topography. *J. of Prosthetic, May* 77(5);535-539.
- 21.- O'Brien, William. 1986. *Materiales Dentales*, Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires, pág.66
- 22.- Takahashi Yutaka, et. al. 2000. Strength of relined denture base polymers subjected to long-term water immersion. *J. of Prosthodontic,* 13(3); 305-308
- 23.- Revised American Dental Association Specification No, 12 for denture base polymers.. *Reports of Councils and Boreaus/ JADA,* 1975,90, February;451-458
- 24.- Sherman. 1992. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthetic Dent.* 67 (6): 879-881.
- 25.- Derrik L, Williamson, et.al. 1994. Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. *J. Prosthetic Dent.* 72(6);635-638.
- 26.- Winkler, Sheldon, 2002. *Prostodoncia Total*, Editorial Limusa, México p.p 383-385.
- 27.- Tsun Ma, et al. 1997. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. *J. Prosthetic Dent.* 77(2);197-203

28.- Jagger. et. al. 1999. Review. The reinforcement of dentures. J. of Oral Rehabilitation,26;185-194.

29.- Rakoff, 2000. Química Orgánica. Ed. Limusa, México, pág. 737

30.- Oliveti E, 1997. Typical symptoms of methyl acrylate sensitivity in wearers of acrylate dentures. Hegedus. Forgov Sz, 90(1);19-26

31.- Valplast.. <http://www.users.senet.com.au/~augqlabs/valplast.htm>

32.- Takahashi Yutaka, John Chai, et al. 1999. Equilibrium strengths of denture polymers subjected to long-term water immersion. J. of Prosthodontic. 12(4);348-352.

33.- Takahashi Yutaka. 1995. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. J. of Prosthetic Dentistry, January 73(1);57-59.

34.- Machado et.al. 1998. Water sorption, solubility and bond strength. J. of Prosthetic Dentistry, 80 (4); 434-437.

35.- Sanders, John, et. al. 1991. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence Int. 22(3); 181-186

36.- Nogueira Sergio, et. al. 1999, Comparision of accuracy between compresion and injection molded complete dentures. J. of Prosthetic Dentistry, 82(3); 291-300.

37.- Archadian, Kawano, et.al. 2000. Flexural strength of rebased denture polymers. J. of Oral Rehabilitation, 27 ;690-696

38.- Barpai Donna, et. al. 1998. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded. J. of Prosthetic Dentistry, 80(6); 666-671.

39.- Hersek Nur, et.al. 1999. Color stability denture base acrylic resin in three food colorants. J. of Prosthetic Dentistry, 81(4); 375-379.

40.- Polyzois Gregory L.1997. Color changes of denture base materials after disinfection and sterilization immersion. J. of Prosthetic, 10(1);83-88.

41.- Stipho, H. 1998. Effect glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl metacrylate. J. of Prosthetic, May,79(5);580-584.

- 42.- Papazoglou, Efstratios. 1999. Shear bond strengths for composite autopolymerized acrylic resin bonded to acrylic resin denture teeth. J of Prosthetic Dentistry, 82;5,573-578.
- 43.- Hochman Nira. 1999. Hypersensitivity to methyl methacrylate: Mode of treatment. J. Prosthetic Dent. 77(1); 93-95.
- 44.- Vallittu PK. 1999. In vitro citotoxicity of fiber-polymethyl methacrylate composite used in dentures. J. Of Rehabilitation 26;666-671.
- 45.- Bartolini J. A. et. al. 2000. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization technique. J. Of Oral Rehabilitation, (27) p.p. 488-493
- 46.-Sheridan Paul, et. al.1997. Cytotoxicity of denture base resins. Int. J. Prosthodontics. 10(1);73-76.
- 47.- Nic tone, Manufacturera Dental Continental, S.A. de C.V. Instructivo.
- 48.- PalaXpress , Heraeuz Kulzer, Manual de Instrucciones.
- 49.- Ivoclar. <http://www.orplab.com/ivocap.html>
- 50.- Acron MC, GC Corporation . Manual de indicaciones para su uso.
- 51.- Teraoka Fumio. 2000. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. J. Prosthetic Dent. 83(5);514-518.
- 52.- Lucitone 199, Dentsply Trubyte. Directions for use.
- 53.-Buyukyilmaz, Sebnem. 1997. The effect of polymerization temperature on the acrylic resin in denture base-tooth bond. J.Prosthodontics, 10(1);49-54
- 54.- Kalipcilar, Karaagacigliu, et. al. 1991. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. J. Of Oral Rehabilitation,18;399-401.
- 55.- Nagai, Eiichi, Kenji Otani, et. al.2001. Repair of denture base resin using woven method and glass fiber. Effect of methylene chloride pretreatment. J. of Prosthetic, May,85(5);496-500.