



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**PROPIEDADES FÍSICAS DEL VAL- PLAST
COMPARADOS CON RESINA ACRÍLICA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

ARGELIA CASTILLO ALVAREZ

DIRECTOR: C.D. MARÍA ESTELA LÓPEZ MAGAÑA
ASESOR: DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

México D.,F.

2004



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

INTRODUCCION	5
ANTECEDENTES	7
GENERALIDADES	10
CAPITULO I POLIMEROS (generalidades)	10
A) Composición química	11
B) Polimerización	11
C) Clasificación	12
D) Mecanismos de polimerización	13
E) Polimerización por adición	13
F) Polimerización por condensación	14
G) Etapas de la polimerización	15
E) Fenómenos anexos a la polimerización	15
F) Propiedades	16
G) Modificación de las propiedades	16
H) Usos de los polímeros	17
CAPITULO II RESINAS ACRÍLICAS	17
A) Clasificación	18
B) Composición	18
C) Reacción química	19
D) Propiedades fisicoquímicas	20
E) Respuesta biológica	21
F) Propiedades de los materiales acrílicos para	22
base de dentadura procesada por calor	
G) Procesado de una dentadura de acrílico termocurado	22

<i>CAPITULO III POLIAMIDAS</i>	24
A) <i>Nylon</i>	25
B) <i>Composición</i>	26
C) <i>Propiedades químicas</i>	27
D) <i>Propiedades mecánicas</i>	28
E) <i>Propiedades físicas</i>	28
F) <i>Propiedades térmicas</i>	29
G) <i>Absorción</i>	29
H) <i>Otras propiedades</i>	30
I) <i>Identificación</i>	30
<i>CAPITULO IV VALPLAST</i>	30
A) <i>Presentación</i>	32
B) <i>Ventajas</i>	33
C) <i>Desventajas</i>	33
D) <i>Indicaciones para su utilización</i>	34
E) <i>Contraindicaciones</i>	35
F) <i>Técnica de laboratorio</i>	35
<i>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</i>	39
<i>JUSTIFICACION DEL TEMA</i>	39
<i>OBJETIVOS</i>	40
<i>RESULTADOS</i>	41
<i>DISCUSIÓN</i>	47
<i>BIBLIOGRAFIA</i>	50

A mi familia

Gracias por todo su apoyo, paciencia, cariño y comprensión

INTRODUCCION

En todas las áreas de la ciencia el hombre ha tratado perfeccionar al máximo sus técnicas de trabajo, así como sus instrumentos y materiales.

En la odontología pasa lo mismo el odontólogo busca el mayor confort y estética en los materiales que utiliza; cuidando siempre la integridad física del paciente.

La Prótesis no podría estar apartada de esta evolución y es por eso que desde 1728, el año en que se separa la odontología como especialidad de la medicina, comienza una nueva era con Pierre Fauchard este fue el origen de la odontología científica que cambió el estilo de la práctica odontológica que se han utilizado por el paso del tiempo. Fauchard fue el primero en construir una prótesis completa y trabajó en la elaboración de dientes artificiales de porcelana. En la época contemporánea se empieza a utilizar la porcelana, los jackets, el acero y la wipla en prótesis.

A partir de la Segunda Guerra Mundial, en las cuatro últimas décadas aparecen y se perfeccionan los alginatos, las resinas acrílicas, los hules de polisulfuro y los silicones, entre otros materiales.

Las resinas acrílicas fueron desarrolladas en la década de los treinta y usadas en odontología en los años cuarenta como bases para prótesis totales. Aunque tienen muy buenas propiedades físicas, el metacrilato produce en algunas pacientes reacciones alérgicas o irritaciones, además que debido a su espesor muchos pacientes presentan problemas de adaptación.

Existe en la actualidad una nueva versión de Prótesis Removible sin aditamentos metálicos, completamente blandas y admirablemente estéticas.

Este material, creado basándose en nylon termoplástico, es usado en Estados Unidos desde la década de los cincuenta, con un gran prestigio dentro del mercado actual ya que son más aceptadas por el paciente debido a su flexibilidad, translucidez y poco espesor.

Nuestro estudio comprende ver más allá de las propiedades estéticas de éste nuevo material y adentrarnos más a sus cualidades físicas reportadas, comparándolas con las propiedades físicas de las resinas acrílicas que hasta nuestros días se siguen utilizando con gran demanda en la clínica odontológica.

ANTECEDENTES

Se han utilizado numerosos materiales como base de dentaduras, como marfil, porcelana, vulcanita, nitrato de celulosa, fenol formaldehído, cloruro de vinilo, poliestireno, resina epoxica, nylon, policarbonato, polimetacrilato de metilo, polivinil – acrílica, vinil – estireno, políesteres insaturados, poliuretano, polivinilacetato etileno, silicona, polimetacrilato de metilo reforzados con cauchos y resina acrílica hidrófila.

En 1930, se introdujeron las bases de dentadura basándose en fenolformaldehído, eran frágiles e imposibles de reparar, su color cambiaba de un rosado claro a un color marrón oscuro y con sabor a fenol.

En este mismo año aparece el cloruro y acetato de vinilo, derivados del etileno. El material se surte en láminas, prepolimerizado, que luego se calentaba y se enmullaba por ser termoplástico. Desde el punto de vista odontológico, el material resultó difícil de moldear, no se podían usar altas temperaturas de curado porque conducía a fractura de la prótesis en la cavidad bucal.

La vulcanita fue utilizada como base de dentadura durante 100 años aproximadamente. Para los años 40, fue el único material empleado para tal fin. Estaba constituido por caucho natural, polímero de isopreno y azufre. Era un producto termofragable, que se vulcanizaba a una temperatura de 160 a 170 °C en un vulcanizador a presión a vapor.

Polimerizaba por adición, abriéndose uno de los dobles enlaces y dejando en libertad el otro enlace para nuevas reacciones. La saturación tomaba lugar con 32 % de azufre y dependía de la cantidad de que esta se añadía para poder saturar todos los enlaces. El producto obtenido era rígido, opaco, formado por el entrecruzamiento entre las cadenas de polímeros de caucho unidas por azufre. Para simular el color de los tejidos blandos de la cavidad bucal, se le agregaban óxidos metálicos y carbón. La absorción de agua por el material al principio era baja, pero continuaba durante toda la vida. La

superficie era penetrada por bacterias y, en consecuencia, las prótesis se hacían antihigiénicas con el tiempo. Su mayor ventaja era que no producía alergia.

El poliestireno fue utilizado como material para base de prótesis, se obtiene al unir un radical bencénico a un grupo vinílico, obteniéndose así el vinilo-benceno o estireno, que al polimerizar por adición da poli (vinil-benceno 9) o poliestireno. Es una resina transparente, termoplástica, estable a la luz y algunos reactivos químicos, pero soluble en ciertos solventes orgánicos.

La resina epóxica, es el éter diglicidílico de Bisfenol A, que presenta grupos reactivos epóxicos terminales u oxiranos. Se pueden polimerizar añadiendo aminas polifuncionales primarias o secundarias, como la dimetilenotriamina, ácidos polibásicos, trifluoruro de boro y ciertos anhídros. Del empleo de esta resina, se observó que las mismas presentaban problemas de estabilidad de color, absorción acuosa, no adquieren buen brillo y algunas veces hacían sensible a la mucosa bucal, no se adhieren bien a los dientes y eran difíciles de limpiar.

Las resinas acrílicas han tenido un gran auge hasta nuestros días como material para base de dentaduras. Son plásticos derivados del etileno, que contiene un grupo vinilo. Las resinas acrílicas que más se utilizan en Odontología son los derivados del ácido acrílico y del ácido metacrílico. De los ésteres obtenidos de estos ácidos, unidos a diferentes radicales (metilo, etilo, fenilo), se obtienen los monómeros de dichas resinas: acrilato de metilo y metacrilato de metilo.

Actualmente también se encuentra en el mercado como material protésico el Nylon, son amidas poliméricas, que se utilizan para base de prótesis moldeadas por inyección y, en especial, en la construcción de prótesis parciales. Para su fabricación se requiere de equipo muy complejo. Dentro de las características más sobresalientes está el ser más tenaz que el acrílico pero absorbe agua, se hacen flexibles en la cavidad bucal y cambian de color con el tiempo.

El primer grupo seleccionado para el desarrollo comercial fue la súper poliamida obtenida de un ácido dibásico conteniendo cuatro grupos CH₂, a esta fibra le fue dado el nombre de Nylon, utilizado en la fabricación de cepillos dentales.

Se desarrolla la producción de poliamidas y se encuentra que el material tiene excelentes propiedades en el moldeo de formas, para este propósito, otras poliamidas fueron producidas. Estas también conocidas como Nylon. La diferencia está entre los diferentes tipos, agregando un complejo numérico el cual indicaba el número de grupo CH₂ en la diamina y el número total de átomos de carbono en el ácido dibásico. El Nylon común u ordinario es conocido como Nylon 6.6 o Nylon 66. El nombre de Nylon se ha utilizado para nombrar a las poliamida, materiales que más tarde serían considerados para uso como material de base dental.

Se han fabricado diferentes tipos de Nylon en Odontología como son: Nylon A 100 / M, Nylon 66, Nylon 610 y el utilizado más recientemente Nylon 110 N conocido como Valplast.

GENERALIDADES

CAPITULO I POLÍMEROS

MATERIALES ORGÁNICOS SINTÉTICOS.

De acuerdo con el significado etimológico de polímero (es decir muchos meros), es común que la constitución de una sustancia polimérica se describa en términos de sus unidades estructurales. La polimerización se realiza por medio de una serie de reacciones químicas, a raíz de las cuales, a partir de una molécula simple, llamada monómero, se forma una macromolécula que se denomina polímero.

Básicamente, el polímero está constituido por las unidades estructurales simples del monómero que se repiten sucesivamente. Las unidades estructurales se conectan unas a otras en la molécula del polímero por medio de uniones covalentes de alta energía. A veces el peso molecular de la molécula del polímero puede ser tan alto como 50,000,000. Cualquier compuesto químico que posea un peso molecular superior a 5,000 se considera como una macromolécula. Entonces podemos decir que, polimerización es una reacción intermolecular a repetición que, funcionalmente, es capaz de continuar indefinidamente

La macromolécula puede ser un polímero inorgánico, tal como grafito o arcilla. Sin embargo, en el momento actual en odontología sólo se utilizan los polímeros orgánicos.

Los primeros polímeros que aparecieron en odontología fueron los polímeros acrílicos (1937), que reemplazaron al caucho vulcanizado (que se usaba como base en prótesis removible. Desde ahí existen varios: vinil-acrílico, poliestireno, epóxicos, polisulfuros, siliconas, poliéteres, etc.

El número promedio del peso molecular de algunos polímeros dentales comerciales en polvo varía de 3,500 a 36,000, mientras que en los mismos productos después de curados oscila entre 8,000 y 39,000. La polimerización nunca se completa del todo y la parte de monómero residual tiene un efecto pronunciado sobre el peso molecular. Por ejemplo, un polímero de resina con un peso molecular original de 22.400 al quedar, con 0,9 por ciento de monómero residual después de curado, su peso molecular resultó ser de 7,300 aproximadamente.

COMPOSICION QUÍMICA

Formados por carbono e hidrógeno; O-N-S en menor proporción. Los átomos de C e H se unen para formar una molécula pequeña, CH₃, 1, 2 o 3 se unen con cadenas de C formando, por ejemplo, metacrilato de metilo.

En general, las resinas sintéticas parten de moléculas muy pequeñas, por lo que tienen un bajo peso molecular y no alcanzan a formar un sólido. Este monómero (gas o líquido) se une a otras formando un polímero sólido Mero = unidad estructural química más pequeña que forma un polímero.

POLIMERIZACION

Un material orgánico sintético se forma a partir de un polímero. El proceso se llama polimerización, como resultado de la cual el gas o líquido se transforma en sólido. Puede ser iniciada por:

Medios físicos: calor, radiación

Químicos: cambios de concentración o agente químico.

CLASIFICACIÓN

Según el o los tipos de monómero:

Homopolímero: Tiene solo un tipo de monòmero

Copolímero: 2 tipos de monómero diferentes

Terpolímero: Tres tipos distintos tipos de monómeros

Según su estructura espacial: La polimerización es la formación de cadenas a partir de monómeros, existen distintas formas de cadenas.

Lineal: el crecimiento de la cadena es en una sola dirección, puede ser de un homopolímero o de copolímero (puede ser aleatorio o en bloque); varias cadenas están enroscadas; las fuerzas que se generan entre las cadenas logran formar un sólido duro pero frágil

Ramificada: pueden ser de homopolímero o de copolímero; los eslabones forman ramificaciones; tienen un mejor comportamiento mecánico que las anteriores. .

Cruzada: generalmente es un copolímero lineal que se cruzan por un entrecruzador que se une a una parte de la molécula y a otra .Este enrejado se produce en las 3 dimensiones del espacio llegando a formar una estructura reticular bastante firme, lo que hace que se deformen a temperaturas superiores que las anteriores; son más rígidos y no absorben agua con tanta facilidad como los anteriores.

De acuerdo a su comportamiento frente a la acción del calor:

Polímeros termoplásticos: de estructura lineal o ramificada que pueden ser ablandados por el calor, darles una forma y luego pueden volver a su forma original; se usan en la industria.

Polímeros termofijos: Son plásticos que solidifican al ser fabricados y no pueden ser ablandados por el calor (polímeros acrílicos), son polímeros de cadenas cruzadas.

MECANISMOS DE POLIMERIZACIÓN.

La mayoría de las reacciones caen dentro de condensación y adición, la que puede ser por radicales libres, por apertura de anillos o iónica...

Polimerización por condensación: produce el polímero y a la vez produce subproductos de bajo peso molecular, como agua, amoníaco, alcohol, etc. El peso molecular del producto será inferior al peso molecular de la suma de los monómeros que se forman. Por ejemplo la mayoría de las siliconas...

Polimerización por adición: se produce generalmente en moléculas con dobles enlaces y no se obtiene ningún subproducto en la reacción.

POLIMERIZACION POR CONDENSACIÓN

La progresión de las reacciones capaces de producir la polimerización por condensación, se hace por un mecanismo similar al que tiene lugar en las reacciones químicas entre dos o más moléculas simples. Los compuestos primarios reaccionan con la formación de subproductos tales como agua, ácidos halógenos y amoníaco. La estructura de los monómeros es tal que el proceso se puede repetir varias veces y construir las moléculas del polímero. La formación del polímero por medio de la condensación es lenta y tiende a detenerse antes de que las moléculas hayan alcanzado un tamaño realmente gigante, ya que a medida de que las cadenas crecen se hacen menos móviles y menos numerosas. Productos tales como el nylon, adquieren sus propiedades adecuadas cuando alcanzan un peso molecular de 10,000 a

20,000. No obstante, la formación de moléculas por condensación con pesos moleculares de cientos de miles o de millones es muy dificultosa.

Varias resinas por condensación tuvieron en el pasado aplicación odontológica como materiales para base de dentaduras. La principal fue una resina formofenólica, descubierta por L.H.Backeland, conocida con el nombre de bakelita.

Actualmente, las resinas por condensación no se emplean para restauraciones o prótesis dentales.

POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

Polimerización por radicales libres. Se produce en monómeros con dobles enlaces, no saturados, con, energía en su interior. Ese doble enlace puede abrirse fácilmente por acción de un iniciador.

Todas las resinas usadas actualmente en odontología se obtienen por polimerización por adición.

Al contrario de lo que acontece en la polimerización por condensación, no existen cambios en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómero, sin cambiar la composición, ya que el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas, es decir, la estructura del monómero se repite varias veces en el polímero. El proceso se realiza sin la producción de subproductos.

El fenómeno de adición puede producir moléculas gigantes de tamaños casi ilimitados Partiendo de un centro activo un monómero se le une y, a su vez, otro y otro monómero. Se le adiciona para formar una cadena que, en teoría, puede seguir creciendo indefinidamente.

ETAPAS DE LA POLIMERIZACION

Iniciación o inducción: Es el periodo en el que las moléculas del iniciador adquieren energía o actividad y comienzan a transferirlas a las moléculas del monómero; hay que activar al iniciador, por medio físicos (calor, luz ultravioleta) o medios químicos (dimetil paratoluidina o ácido sulfínico), activando el peróxido benzoico.

Cualquier impureza presente capaz de reaccionar con los grupos activados prolonga este período. Por lo contrario, la elevación de la temperatura lo acorta.

Propagación: la molécula de monómero activada por peróxido de benzoico actúa sobre otra molécula del monómero por un electrón, produciéndose el acoplamiento.

Terminación: se desactiva el radical libre; puede ser:

Aniquilación o acoplamiento directo.

Desproporcionamiento: se acaba el material.

Transferencia de cadenas. A veces puede existir este cuarto periodo, que se diferencia del anterior en que en lugar de hacerse la transferencia del hidrógeno de una cadena activada a otra también activada, se hace de una cadena activada a otra que no lo está, con lo que se generan nuevos núcleos para un crecimiento ulterior.

FENÓMENOS ANEXOS A LA POLIMERIZACIÓN.

Siempre que se obtiene una resina sintética se produce simultáneamente:

Exotermia de la reacción: se libera calor, porque los monómeros tienen mayor energía por la presencia de dobles enlaces, y al quedar ese enlace como simple, se libera energía en forma de calor.

Contracción de polimerización: los monómeros son líquidos, por lo que tienen sus moléculas separadas unidas por uniones secundarias, y al formar el polímero se unen por uniones covalentes, las que ocupan menor espacio, lo que genera una contracción normal.

PROPIEDADES

Tienen poca densidad, comparados con un metal, pero un poco superior a la del agua, la que varía en los diferentes plásticos. Mala conducción del calor y de la electricidad, lo que se debe advertir al paciente, para que no se quemé.

Alto coeficiente de variación térmica: de 71 a 81 x 10⁻⁶ por grado de temperatura; al agregar rellenos (como vidrio), se reduce este coeficiente.

Transparentes, pero muy fáciles de colorear, porque no tiene electrones libres.

Poca rigidez: excepto cadenas sintéticas de cadenas cruzadas.

Resistencia al impacto: es la medida de la energía absorbida por un material cuando este es fracturado por un golpe súbito. Los vinil acrílico tienen mayor resistencia al impacto (absorben más energía) que los polímeros metacrilato de metilo.

MODIFICACIONES DE LAS PROPIEDADES

Al agregar plastificantes: se obtiene un polímero de mayor flexibilidad y resistencia al impacto, pero puede disminuir la dureza o resistencia comprensiva. Aumentar el grado de polimerización se traduce en mejores propiedades mecánicas.

Resinas elásticas: agregando monómero carbonado.

USOS DE LOS POLIMEROS

Polímeros materiales para impresión (elastómeros)

Polímeros para base de prótesis

Materiales para restauración poliméricos

Selladores de fosetas y fisuras, etc.

CAPITULO II RESINAS ACRILICAS

Las resinas acrílicas fueron desarrolladas en la década de los treinta y usadas en odontología en los años cuarenta, primero como bases para prótesis totales, después como material de restauración directa para dientes anteriores, y luego para fabricación de dientes, carillas cucharillas o portaimpresiones, prótesis provisionales, férulas, guardas nocturnas, aparatos ortodóncicos etc.

Son plásticos derivados del etileno, que contiene un grupo vinilo. Las resinas acrílicas que más se utilizan en odontología son las derivadas del ácido acrílico y del ácido metacrílico. De los ésteres obtenidos de estos ácidos unidos a diferentes radicales (metilo, etilo, fenilo), se obtienen los monómeros de dichas resinas: acrilato de metilo y metacrilato de metilo.

La resina acrílica originalmente es clara e incolora, pero puede teñirse con facilidad.

Es un material cuyas propiedades físicas y mecánicas mejoran cuanto mayor sea el peso molecular. En odontología, es necesario alcanzar pesos moleculares de 50 000, pues tendrá mejor comportamiento clínico.

En odontología, el monómero de metilmetacrilato con la doble ligadura ($C = C$) es el más usado. A las resinas acrílicas les corresponden la norma número 12 de la ADA, Los requisitos que se exigen en ésta son cumplir con

valores de propiedad de superficie (color, translucidez y facilidad de pulido) de cuerpo (porosidad, sorción acuosa y solubilidad) y mecánicos (resistencia flexuras y capacidad de unirse a dientes prefabricados y a otras resina)...

CLASIFICACION

Según la clasificación n° 12 de la ADA

Tipo I Auto o quimiopolimerizable

Tipo II Termopolimerizables

Tip III Termoplástico.

COMPOSICION

QUIMIOPOLIMERIZABLES

LIQUIDO

<i>Metilmetacrilato monómero</i>	<i>Factor de polimerización</i>
<i>Hidroquinona</i>	<i>Inhibidor de la polimerización en almacén</i>
<i>Etilenglicol dimetacrilato (líquido o polvo)</i>	<i>Agente de cadenas cruzadas</i>

POLVO

<i>Amina terciaria</i>	<i>Activador</i>
<i>Polimetilmetacrilato</i>	<i>Consistencia y aumenta el peso molecular</i>
<i>Peróxido de benzoilo</i>	<i>Iniciador</i>
<i>Fibras y colorantes</i>	<i>Caracterizador</i>

TERMOPOLIMERIZABLES O TERMOCURADAS

LIQUIDO

<i>Metilmetacrilato monómero</i>	<i>Factor de polimerización</i>
<i>Hidroquinona</i>	<i>Inhibidor de polimerización en almacén</i>
<i>Etilenglicol dimetacrilato (líquido o polvo)</i>	<i>Agente de cadenas cruzadas</i>
<i>Calor</i>	<i>Activador</i>

POLVO

<i>Polimetilmetacrilato</i>	<i>Consistencia y aumenta el peso molecular</i>
<i>Peróxido de benzoilo</i>	<i>Iniciador</i>
<i>Fibras y colorantes</i>	<i>Caracterizador</i>

REACCION QUÍMICA

Es un fenómeno de polimerización que se da sobre la base de la unión de varios monómeros, cuyas moléculas deben tener dobles ligaduras en posición activa (C=C), además debe existir un iniciador, que es el que rompe las dobles ligaduras, y un activador, que hace que el iniciador actúe.

En el caso de las resinas acrílicas, las moléculas de metilmetacrilato tienen dobles ligaduras en posición activa, contienen en su formulación peróxido de benzoilo como iniciador, el cual es excitado por una amina terciaria, en las quimiopolimerizables, por una temperatura de 70°C, en las termopolimerizables.

PROPIEDADES FISICOQUIMICAS

El producto se presenta en forma de un polvo o polímero prepolimerizado y un líquido o monómero. Cuando se mezclan generalmente en proporción de 3 a 1 en volumen y 2 a 1 en peso, se presentan diferentes etapas:

Arenosa: durante esta etapa puede ocurrir una pequeña interacción, o ninguna, en el ámbito molecular. Las moléculas del polímero permanecen inalteradas y la consistencia de la mezcla puede describirse como "granulosa" o "áspera".

Filamentosa o pegajosa. Durante este estado, el monómero ataca la superficie de las esferas individualmente. Algunas cadenas de polímeros son dispersadas en el monómero. Estas cadenas de polímeros sin cola, sin embargo, aumentan la viscosidad de la mezcla. Esta etapa se caracteriza por ser filamentosa o glutinosa. Cuando el material se toca puede pegarse.

Plásticas. A nivel molecular, un número de cadenas de polímero aumenta la solución. Ahora se forma un mar de polímeros disueltos. También queda una gran cantidad de polímeros no disueltos. Clínicamente, la masa tiene comportamiento pastoso. No es demasiada pegajosa. Es la etapa en la que se deben condensar el material en el molde. Se da de 3 a 4 minutos en las quimiopolimerizables, mientras que en las termopolimerizables se prolonga entre 10 y 40 minutos.

Elástica. La mezcla entra en un estado de elasticidad o ahulado. El monómero es disipado por evaporación y por la penetración más amplia dentro de las esferas del polímero remanente.

Rígida. Desde el punto de vista clínico, la mezcla aparece muy seca y es resistente a la deformación mecánica.

En las resinas autopolimerizables, este proceso se da en un tiempo máximo de 10 a 15 minutos hasta su etapa final.

En el caso de las resinas termopolimerizables, se sumergen las muf1as en agua a diferentes temperaturas con el fin de proporcionar el calor necesario para que se dé la polimerización. Existen dos ciclos aceptados de tiempo y temperatura:

- A 74°C por 8 horas o más

--A 74°C por 2 horas y después a 100°C por 1 hora más.

La contracción de polimerización es del orden de 6%. La contención a presión dentro de la mufla disminuye éste fenómeno.

Por ser sólidos amorfos, el agua puede difundirse hacia sus espacios intermoleculares, produciendo el fenómeno de sorción acuosa.

Su dureza es menor a la de los tejidos dentarios, son fáciles de pulir con abrasivos blandos

Son insolubles y con propiedades mecánicas de flexibilidad ideales para no deformarse ante cargas y distribuir éstas en toda la zona de soporte.

RESPUESTA BIOLÓGICA

Son prácticamente biocompatibles. Aunque puede presentarse irritación y alergia a causa de la presencia de monómero residual, por lo que es primordial respetar proporcionalidad, tiempos y temperatura de polimerización. El contacto directo con el monómero puede ocasionar dermatitis.

La inhalación de vapores de monómero puede producir intoxicación.

En éste material pueden desarrollarse colonias de hongos o moniliasis al ser usados en boca a causa de burbujas producidas por mala manipulación y limpieza deficiente.

PROPIEDADES DE LOS MATERIALES ACRÍLICOS PARA BASE DE DENTADURAS PROCESADAS POR CALOR

<i>Resistencia a la tracción</i>	8,000 psi (55 MN /m ²)
<i>Resistencia a la compresión</i>	11,000 psi (76 MN /m ²)
<i>Límite proporcional</i>	3800 psi (26 MN /m ²)
<i>Módulo elástico</i>	550 000 psi (3 800 /MN /m ²)
<i>Resistencia al impacto</i>	0.2 ft lb / in
<i>Elongación</i>	2%
<i>Deflexión transversa</i>	
<i>A 500 gm</i>	2 mm
<i>A 5000 gm</i>	4mm
<i>Resistencia a la fatiga</i>	
<i>A 2500 psi (17 MN /m²)</i>	1 500 000 ciclos
<i>Dureza Knoop</i>	15 kg / mm ²
<i>Conductividad térmica</i>	0.0006 cal / sec / cm ²
<i>Temperatura de distorsión por calor</i>	94 °C
<i>Contracción por polimerización (volumétrica)</i>	6 %
<i>Porción de agua en 24 hrs.</i>	0.6 mg /cm ²
<i>Estabilidad de color</i>	Buena
<i>Sabor u olor</i>	Ninguno
<i>Compatibilidad con el tejido</i>	Buena

PROCESADO DE UNA DENTADURA DE ACRÍLICO TERMOCURADO

Se utiliza un sistema polvo-líquido, este se mezcla en una proporción de tres partes de polvo por una de líquido. La cantidad apropiada de líquido se vacía

dentro de un frasco de mezclado, y se añade el polvo hasta que se absorba todo el líquido. A la parte superior del frasco se cierra y se deja que el material repose mientras que toma lugar la disolución de polvo líquido. Durante el proceso de solución, el material cambia de una consistencia arenosa a pegajosa hasta la consistencia de masa. Esta consistencia se verifica con facilidad ya que cuando se alcanza esta etapa el material se separa fácilmente de los lados del frasco de mezclado. Cuando el material alcanza la consistencia plástica, se coloca dentro del molde para prótesis contenida dentro de una mufla.

El molde para prótesis se hace con una dentadura encerada, clínicamente aceptable, sobre un modelo de yeso piedra. La porción de la dentadura que será elaborada en acrílico se forma con la cera para placa base, y los dientes artificiales empotrados en la cera. La prótesis encerada y el modelo se cubren en una mufla metálica dividida con productos de yeso. Cuando el yeso endurece, se sumerge en agua hirviendo durante algunos minutos; se separan las dos porciones de la mufla y se retira la cera colocando ambas mitades en la misma agua. Una vez que se ha retirado por completo la cera y la superficie del yeso está limpia, se aplica un separador basándose en alginato líquido a todas las superficies, excepto los dientes, los cuales están empotrados en el yeso. Se coloca masa acrílica en la parte de la mufla que contiene los dientes. Se coloca una lámina de plástico delgada sobre el acrílico; se ponen juntas las partes de la mufla y se aplica presión con una prensa para forzar a la masa dentro de todas las porciones del molde y para eliminar el exceso, se abre la mufla y el exceso se rebaja. La consistencia de la masa es lo suficientemente rígida para conservar su forma dentro de la cuál está moldeada y, aún más, lo suficientemente fluida para ser forzada dentro de todos los detalles del molde. Todo este proceso se repite varias veces (empacado con esfuerzo) hasta que desaparezcan los excesos; entonces se retira la lámina de plástico separadora, se cierra la mufla y se coloca en una prensa bajo presión.

La mufla bajo presión se coloca en un baño de polimerización caliente, siendo el más común a una temperatura controlada de 73° e durante ocho o más horas. El proceso a dicha temperatura proporciona un grado de polimerización lo bastante bajo, que al elevarse la temperatura (a partir de la reacción) no vaporice el monómero y, por tanto, se evita la posibilidad de porosidad. El tiempo de proceso de ocho horas o más produce una polimerización casi completa con un mínimo de monómero sin reaccionar en la base de la prótesis. La mufla todavía bajo presión, se retira del baño y se deja sobre una repisa para que se enfríe a la temperatura ambiente. Se retira la mufla de la prensa y la dentadura se separa del yeso y se limpia. Con diversos instrumentos se termina el contorno de la prótesis, y sólo se pulen las superficies que no soportan tejidos. El pulido se hace bajo condiciones húmedas, debido a que las temperaturas pueden descomponer y distorsionar los plásticos acrílicos si el pulido se hace en seco. El dispositivo está listo para entregarse al dentista, para hacer el ajuste de la oclusión y cualquier ajuste final

CAPITULO III POLIAMIDAS

Probablemente ninguno de los productos sintéticos ha conquistado tan rápidamente la popularidad de la cual gozan hoy las resinas poliamídicas que se conocen con el nombre comercial de Valplast (Nylon) en los Estados Unidos.

Los poliamidas se trabajan con casi todas las técnicas en uso para los materiales termoplásticos y es imposible listar todas las aplicaciones a la industria automovilística, electrónica, electrotécnica, radio y televisión, engranajes de precisión, películas para embalaje de alimentos, instrumentos quirúrgicos, prótesis y vestuario.

Al Nylon también se le conoce con el nombre de poliamida, debido a los característicos grupos amida, en la cadena principal de su formulación. Las proteínas, como la seda, a la que el nylon reemplazó, también son poliamidas. Estos grupos amida son muy polares y pueden unirse entre sí mediante enlaces por puente de hidrógeno. Debido a esto ya que la cadena del nylon es tan regular y simétrica, el nylon son semicristalinos, y forman excelentes fibras, tales como el polipropileno, el poliéster, el polietileno, el Kevlar o el poliacrilonitrilo.

NYLON

El Nylon fue la primera fibra sintética; descubierta por Wallace Carothers en 1939, sin planearlo ya que fue el resultado de un programa de Investigación, diseñado por Dupont para ampliar el conocimiento básico de la forma en que las moléculas se unen para formar moléculas gigantes (polímeros). El nylon se presentó por primera vez al utilizarlo para medias de dama y su éxito fue instantáneo.

Se especula que el origen de la palabra nylon obedece a que los americanos con su descubrimiento, quisieron mofarse de los japoneses quienes hasta ese momento dominaban el mercado con la seda, por esta razón escogieron para su nombre la primer letra de la siguiente frase: Now Yuo Lost Old Nypon, que significa: Ahora perdiste viejo japonés. Durante muchos años el Nylon se llamó la fibra milagrosa. Tenía una combinación de propiedades que no le asemejaban a ninguna fibra natural o artificial en uso. Era más fuerte y resistente a la abrasión que cualquier otra fibra; tenía excelente elasticidad, podía estabilizarse por calor y permitió hacer realidad los pliegues permanentes. La alta resistencia del nylon, su bajo peso y resistencia al agua del mar, lo hicieron apto también para elementos marinos.

A medida que el nylon abarcaba más mercados, se hicieron evidentes algunas desventajas: la acumulación de estática y mal tacto, así como la baja resistencia a la luz solar. Afortunadamente, a medida que cada uno de los problemas aparecía, se aprendía más sobre las fibras y se encontraban formas de superar las desventajas.

En 1960, cinco firmas producían Nylon, en los EE.UU. En 1977 había 31 empresas comercializadoras de nylon.

COMPOSICION

Las poliamidas están compuestas por diversas sustancias. Los números que aparecen después de la palabra nylon indican el número de átomos de carbono en las materias primas, por ejemplo, el Nylon 6.6. tiene 6 átomos de carbono en la hexametiléndiamina y 6 átomos de carbono en el ácido adípico; el Nylon 6 está compuesto por una sola materia prima: caprolactama que tiene 6 átomos de carbono.

Estos grupos amida son muy polares y pueden unirse entre sí mediante enlaces por puente de hidrógeno. Debido a esto ya que la cadena de nylon es regular y simétrica, el nylon es a menudo semicristalino, y forma excelentes fibras.

El nylon se llama nylon 6.6, porque cada unidad repetitiva de la cadena polimérica, tiene dos extensiones de átomos de carbono, cada una con una longitud de seis átomos de carbono. Otros tipos de nylon pueden tener diversos números de átomos de carbono en estas extensiones.

El nylon se puede sintetizar a partir de las diaminas y los cloruros de diácido. El nylon 6.6 se hace con los monómeros cloruro del adipilo y hexametilén diamina.

Esta es una forma de hacer nylon 6.6 en el laboratorio. Pero en una planta industrial de nylon, se fabrica generalmente haciendo reaccionar el ácido adípico con la hexametilén diamina.

Otra clase de nylon es el nylon 6. Es muy parecido al nylon 6.6, excepto que tiene sólo un tipo de cadena carbonada, de seis átomos de largo. Se hace a partir del monómero caprolactama, por medio de una polimerización por apertura de anillos.

El nylon 6 no se comporta de manera diferente al nylon 6.6. La única razón por la que se fabrican los dos tipos, es porque DuPont patentó el nylon 6.6 y otras compañías tuvieron que inventar el nylon 6 para poder entrar en el negocio del nylon.

PROPIEDADES QUIMICAS

HIDRÓLISIS y POLICONDENSACIÓN

En estado líquido el material está en una situación dinámica y solo un cierto equilibrio de absorción hace que el promedio de hidrólisis sea igual a la de la polimerización. Este equilibrio de absorción depende del polímero, la temperatura, el peso molecular y el grupo terminal de balance del polímero.

OXIDACION

Todas las poliamidas son susceptibles de oxidación. Esto involucra la formación inicial de un radical libre en el carbono alfa del grupo NH, el cual reacciona formando un peróxido con una reacción en cadena cambiando las cadenas y produciendo cambio de color (amarillento) del nylon.

Esto se puede minimizar usando materiales que contengan aditivos estabilizadores.

EFFECTOS QUIMICOS

Las poliamidas son resistentes a grupos no polares como Hidrocarburos. La resistencia es menor a ácidos fuertes y fenoles.

PROPIEDADES MECÁNICAS

Las poliamidas poseen excelentes propiedades mecánicas. Algunas son muy flexibles y otras muy rígidas.

La estructura semicristalina del nylon da alta dureza, resistencia, flexibilidad, resistencia compresiva, tensional y de borde como resultado de la cristalización y la resistencia al impacto es dada por la parte amorfa. Las propiedades del nylon varían según el tipo de nylon del que se trate.

Los módulos de dureza y rigidez se incrementan adicionando densidad de grupos amida y aumentando el grado de cristalización en nylon alifático; sin embargo, la resistencia al impacto y elongación disminuyen.

Como todo material, las propiedades del nylon son dependientes del tiempo. La fatiga de carga constante, incrementada con el tiempo, así como la carga o estrés requerido para mantener una deformación constante decae (relajación de estrés). El nylon tiene buena resistencia a la fatiga dinámica y aplicación de fuerzas cíclicas.

PROPIEDADES FÍSICAS

CRISTALINIDAD

La presencia de grupos polares amida da unión de hidrógeno entre carbonil y grupos NH en secciones adyacentes de cadenas de poliamidas. Para el nuevo nylon el alineamiento espacial regular de grupos amida da un grado alto de uniones hidrógeno cuando las cadenas son alineadas juntas, dando incremento a la estructura cristalina en esta región. Estos nylon son materiales semicristalinos que pueden verse como una combinación de

zonas cristalinas y amorfas que tienen menos puentes de H .Estas estructuras semicristalinas incrementan sus propiedades. Las redes cristalinas dan dureza, rigidez, resistencia química, estabilidad ante la temperatura y resistencia a la abrasión. La parte amorfa contribuye a dar resistencia al impacto y gran elongación. La cristalización puede ser disturbada por substitutos en las cadenas que interfieren con el proceso de alineación.

PROPIEDADES TERMICAS

Tienen un alto punto de fusión, por la unión de hidrógeno entre las cadenas y la estructura del cristal.

ABSORCION

Absorbe Significativas cantidades de agua .Esto es debido a los grupos polares amida que las moléculas de agua pueden coordinar. Esta absorción de agua está concentrada generalmente en las regiones amorfas del polímero donde tiene el efecto de plastificar el material interrumpiendo los puentes hidrógeno ,haciéndolo más flexible con menos fuerza tensil e incrementando la resistencia al impacto.

La absorción de agua está determinada, por el grado de cristalización y la presencia de grupos amida, reducida cuando se incrementa la longitud de grupos alifáticos en cadena. Los monómeros aromáticos también reducen la absorción de agua.

OTRAS PROPIEDADES

El Nylon tiene una densidad de 1.14 g/cc.

El Nylon tiene alta durabilidad.

El Nylon es de tacto suave y sedoso así como de baja densidad y elevada resistencia.

Las poliamidas se pueden reforzar con fibra de vidrio y cargas minerales para mejorar sus propiedades mecánicas, térmicas y dieléctricas

El Nylon se disuelve en ácido fórmico y en fenol.

El Nylon es resistente a las polillas y los hongos.

IDENTIFICACIÓN

La prueba de combustión es una buena forma de identificar el Nylon, este no soporta la diseminación de la flama, si se retira la fuente de ignición, el Nylon se funde, gotea y parte de la flama cae junto a la gota. El olor es semejante al apio y se desprende un humo blanco. En el Nylon sin tratar, la parte fundida se endurece formando una perla café. Cuando se encuentran colorantes presentes, esta perla es de color negro.

CAPITULO IV VALPLAST

Primer material que salió al mercado flexible. Fué creado a comienzos de la década de los cincuenta por Arpad y Tibor Nagy .Es usado en Estados Unidos desde la década de los cincuenta y hoy en día son utilizados en gran parte de los cinco Continentes.

En el año 1957, el Dr. Egon Meyer Mast, odontólogo rosarino escribió varios artículos publicados en la revista del círculo odontológico de la época "EL ADVENIMIENTO Y USO DEL NYLON Y SUPERPOLIAMIDAS EN PRÓTESIS DENTAL", con poco augurio de éxito en la confección de este material con el mayor inconveniente de absorber agua y dentro de la boca alteraba su forma y dimensión vertical ya que incorporaba saliva. En su interior .A diferencia del acrílico la absorción de agua del nylon es de 1,5%, cuando la del acrílico es de 0,4% en 24 hrs. se equiparó en la actualidad., y son prácticamente iguales, lo cual motivó a la confección de prótesis de nylon.

Valplast es un material ideal para la confección de prótesis parciales o completas. Desarrollada a base de una resina de nylon termoplástico, biocompatible, con propiedades físicas y estéticas exclusivas. El, nylon pertenece a la familia de las súper poliamidas cosa que enaltece aún más las propiedades elásticas del material. Sistema ya aprobado como material plástico flexible por la F.D.A

Se han fabricado diferentes tipos de nylon en odontología como son: Nylon A 100/M, Nylon 66, Nylon 610 y el más actual, Nylon 110 N, conocido como Valplast.

Consiste en una cadena estable de polímeros que no contiene monómeros, es decir, no se realiza por mezcla de ambos materiales al igual que el acrílico, por lo tanto no libera componentes reactivos después de estar polimerizado y en uso. Así se descarta por completo cualquier tipo de reacción alérgica como las estomatitis subplaca, que se manifiesta como ardor en la boca y sequedad lingual, presencia de hongos, que también irritan las mucosas dando una coloración rojiza muy intensa por descamación epitelial.

Lo que caracteriza a estas prótesis es que son mucosoportadas, no toman en cuenta las piezas pilares por lo tanto pueden ser utilizadas en pacientes con enfermedad periodontal y movilidad dentaria.

Estas prótesis al ser sólo mucosoportadas no involucran presiones horizontales en las piezas pilares solo en la mucosa actuando como Rompefuerzas, dando presiones axiales en la mucosa y el reborde óseo subyacente. Por lo tanto emite presiones axiales directas sobre el tejido óseo, que se traducen en tensiones, estas traen aposición ósea, colaborando de esta manera a mantener reborde alveolar, con poca reabsorción, ya que al no poseer raíces y sin presiones axiales se aceleraría notablemente, la pérdida ósea por falta de función.

Su fabricación consiste en calentar trocitos de nylon, y moldeándolos por inyección dentro de la forma deseada, que previamente con el enfilado y el encerado, se tiene preparado para su duplicación. Al ser inyectado a presión copia fielmente el modelo de trabajo, para su confección.



prótesis parcial removible de valplast

PRESENTACION

Viene en trocitos de nylon dispensados en cartuchos cilindricos de aluminio con la coloración para cada caso, yendo desde tonos transparentes a los semiopacos.

VENTAJAS

Este material es totalmente flexible.

La textura y coloración en el material lo hace más parecido a los tejidos gingivales, ya que presenta una translucidez natural.

No contiene componentes o aditivos poliméricos como sucede con el polimetil metacrilato de metilo, de esta manera evita respuesta alérgica.

Resistencia y flexibilidad, se puede ajustar el grado de rigidez dependiendo del grosor del mismo, a un espesor de 2mm, obtendremos una superficie rígida y a 0.5 mm una flexible.

.Resistente a golpes y caídas.

Alto módulo de elasticidad y bajo límite de fatiga.

Confortable y liviano.

A diferencia del acrílico .la absorción de agua del nylon es de 1.5 %, mientras que la del acrílico es de 0,4% en 24 horas.

No se deteriora en contacto con fluidos bucales.

Rompefuerzas .Correcta distribución de fuerzas en áreas edéntulas

Elimina presiones tangenciales en dientes remanentes naturales pilares

estimulación de encía por flexibilidad de la resina.

Al ser solamente mucosoportadas, protege a las piezas remanentes

DESVENTAJAS

Debemos destacar los diferentes inconvenientes que se presentan al utilizar dicho material, como la dificultad durante el retocado en clínica, ya que no tendríamos costumbre de manipular este producto, y la necesidad de la maquinaria y materiales específicos para la fabricación de éste en el laboratorio

No hay posibilidad de rebasamiento y reparaciones; por la naturaleza de material y las características de su fabricación (por inyección).

Pigmentos y coloraciones; al poco tiempo se ensucia y mancha, por la microporosidad del material, complicando la higiene de la misma en manos del paciente.

Costo elevado; por la técnica, instrumentación y material necesarios.

INDICACIONES PARA LA UTILIZACIÓN DE VALPLAST

Podemos confeccionar prótesis removibles mucosoportadas para pacientes periodontalmente tratados; sin dar presiones horizontales lesivas a piezas pilares remanentes.

Pacientes con alergia a polimetacrilato.

Prótesis pediátricas (mantenedores de espacio).

Férulas oclusales.

Obturadores palatinos.

Pacientes con torus palatinos o, mandibulares. En pacientes con presencia de protuberancias importantes tales como los torus mandibulares y palatino, si se requiere realizar una prótesis se deben reducir, quirúrgicamente para lograr adaptación al reborde, de esta manera al ser tan delgado el material y flexible, podemos colocarla y adaptarla sin presiones innecesarias

Exostosis óseas en las que no sea aconsejable su tratamiento quirúrgico preprotésico.

Colocación de encía artificial, en piezas dentarias con enfermedad periodontal mantenida, y controlada, con pérdida de soporte de las piezas dentarias, colocando este material estético, por vestibular, entre las troneras interdentarias, con una excelente retención apariencia visual armónica, sin dañar el epitelio subyacente.

Cuando se requiere de una prótesis 100 % estética.

CONTRAINDICACIONES

Pacientes con intolerancia a bases palatinas extensas.

Rebordes alveolares muy resilentes.

Casos en los que se considere la realización de una prótesis fija

TECNICAS DE LABORATORIO

Una vez que la prueba de dientes esté aceptada clínicamente comienza el procesado de base de nylon.

El diseño no variará de modo sustancial respecto al de una prótesis acrílica convencional en el diseño de los retenedores debemos tener en cuenta que al ser gingivales deben ofrecer acción directa sobre el diente remanente y soporte pasivo sobre la mucosa, creando así una retención óptima y un efecto visual en forma de prolongación de la propia mucosa.

Aliviado, duplicado y preparación de los dientes

Aliviado. Partiendo de un modelo maestro sobre el cual se ha realizado ya una prueba de dientes, pasaremos a aliviar con cera las zonas retentivas para así buscar el eje de inserción óptimo y a la vez el más cómodo para el paciente.

Duplicado. Para la obtención del modelo de trabajo procederemos al duplicado del modelo (agar- agar) y el posterior vaciado del mismo se realizará con yeso de tipo III.

Preparación de los dientes protésicos. Emplearemos silicona para la transmisión de los dientes del modelo maestro al modelo de trabajo de forma

rápida y sencilla, guardando así un correcto registro de mordida. La unión entre el nylon y los dientes es exclusivamente mecánica y por lo tanto la preparación de éstos debe ser más exhaustiva ya que requieren unas retenciones en forma de T. Para ello usaremos una fresa de bola con la que perforaremos sobre el talón del diente verticalmente y posteriormente con otra fresa de menor tamaño realizaremos orificios laterales que comuniquen con el orificio del interior del diente

Proceso del enmuflado.

Para el proceso de enmuflado emplearemos el sistema de mufas diseñadas por el fabricante para optimizar la inyección. El sistema de enmuflado no varía de modo sustancial al requerido por una resina de alto impacto convencional, estableciéndose únicamente las siguientes diferencias:

El yeso empleado será de una parte de yeso tipo II por tres partes de yeso tipo III otorgando así una mayor dureza a la mezcla necesaria para soportar la altísima presión a la que se le somete. De no ser así el molde interno podría fragmentarse fracasando en el proceso.

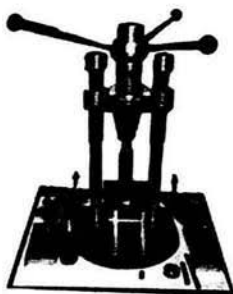
Posicionamiento del canal de abastecimiento. La colocación de dicho canal se realizará entre la mufa y la contra mufa uniendo el post-dam del aparato mediante una lámina de cera continua con el orificio de abastecimiento exterior de la mufa. Una vez colocado este canal pincelaremos con jabón toda la superficie y procederemos a cerrar toda la mufa para después llenar el interior.

Hervido de la cera y limpieza de la mufa. Sumergiremos la mufa en agua hirviendo durante unos minutos, posteriormente abriremos y eliminaremos los restos de cera de modo total. Una vez limpia aplicaremos la mezcla de yeso y aplicamos dos manos de barniz separador de yeso-resina, espaciadas unos minutos para que el separador sea absorbido en su totalidad colocaremos las mufas abiertas bajo el calor de una lámpara halógena o cercanas a un horno de calor seco durante unos diez minutos

para que de este modo el separador sea absorbido en su totalidad (la fuente de calor nunca debe sobrepasar los 60-70° e para no dañar los dientes protésicos). Pasado este tiempo cerraremos la mufla y procederemos a su inyección.

Inyectado del material

Una tecnología moderna con microprocesadores garantiza resultados de alta calidad y reproducibles. La máquina inyectora R-7 A dispone de un procedimiento completamente automático y controlado por un microprocesador descartando los posibles errores humanos. La inyección se realizará mediante un pistón neumático que trabajará bajo una presión de entre 6 y 8 bares, incidiendo de una forma directa sobre el cartucho del material el cual se ha introducido dentro de la resistencia de la máquina de inyección. Cuando el material ha adquirido su grado de temperatura ideal es inyectado al interior de la mufla en décimas de segundos. El proceso de inyección se lleva a cabo en una cámara preparada de modo que todas las partes móviles se encuentran fuera de la zona de temperatura. Este hecho reduce su desgaste y garantiza la longevidad del aparato. El proceso de inyección se realiza sólo bajo condiciones óptimas que garantizan siempre una calidad constante en los aparatos inyectados. Un método de inyección sencillo y automatizado asegura resultados extraordinarios.



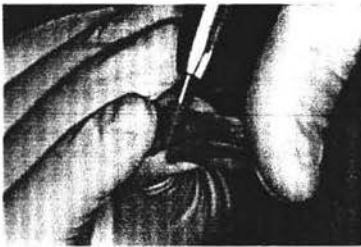
inyectora de valplast



procesado de la prótesis

Terminado y Pulido

El terminado y pulido de las prótesis confeccionadas en Valplast no varía de modo alguno respecto a las resinas de alto impacto. Para su devastado utilizaremos fresas de tungsteno convencionales y gomas de resina. En cuanto al pulido lo ejecutaremos con piedra pómez y la única diferencia atender en cuenta es el empleo de una pasta de pulido específica para materiales poliuretánicos la cual garantiza un brillo óptimo y larga duración en boca.



debastado con fresa de tungsteno



prótesis terminada y pulida



la prótesis de valplast debe permanecer hidratada camino al consultorio

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Elegir un material con las propiedades físico-químicas adecuadas para restituir la funcionalidad del aparato estomatognático es objetivo primordial del Odontólogo.

Continuamente nos damos cuenta que el Cirujano Dentista trabaja y sugiere a sus pacientes nuevos materiales solo por que están de moda o porque su técnico dental se lo recomienda, y lo acepta, sin conocer realmente los pros y contras del nuevo material utilizado.

Esto mismo está sucediendo con las prótesis flexibles hechas a base de Nylon que es una Poliamida llamada Valplast que tiene actualmente una sobredemanda por ser altamente estéticas (que es lo que el paciente exige) sin considerar las propiedades reales del material y las condiciones de boca de cada paciente.

JUSTIFICACION DEL TEMA

Existe en el mercado un nuevo material (Nylon) para la fabricación de prótesis removible y para base de dentaduras, pero científicamente poco se ha publicado acerca de este material en cuanto a sus propiedades físicas, por lo que resulta interesante investigar mas sobre el tema, para conocer si cumplen con los valores establecidos en la norma núm. 12 de la ADA que si tienen las resinas acrílicas para bases de dentaduras y hacer una comparación entre ambos materiales para tener un mejor conocimiento para elegirlo no solo por sus atributos estéticos o por las maravillosas cualidades que menciona el fabricante

OBJETIVO GENERAL

Comparar algunas propiedades físicas reportadas del Valplast con las de la resina acrílica para base de dentaduras.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Conocer valores de algunas de las propiedades físicas publicadas sobre el Valplast y compararlas con las ya conocidas de la resina acrílica es objetivo primordial, para poder evaluar por medio de ellas, cuál es el mejor material protésico para los pacientes.

RESULTADOS

Son muy pocos los estudios publicados acerca de las propiedades físicas de Valplast.

Los resultados publicados más conocidos y difundidos acerca de estas propiedades físicas de Valplast son las proporcionadas por el propio fabricante, las cuales fueron realizadas en Berlín en el año de 1991 en la Universidad pública de Berlín, los resultados son los siguientes:

<i>Peso específico</i>	<i>1.04</i>
<i>Absorción de agua en 7 días</i>	<i>10.089 mg / mm³</i>
<i>Modulo de elasticidad</i>	<i>26.67 n / mm²</i>
<i>Dureza</i>	<i>6.45 hvo.1</i>
<i>Estabilidad dimensional</i>	<i>2 %</i>
<i>Resistencia a rupturas</i>	<i>Sin rupturas</i>

También nos habla de que la flexibilidad del material amortigua una parte del choque al masticar, se certifica que este producto es irrompible bajo uso normal y siempre que se fabrique desacuerdo a lo estipulado por el fabricante con relación a los procedimientos de laboratorio.

En Europa se realizó un estudio en el Instituto Federal Alemán de la Universidad Libre de Berlín, en donde se comparó una marca conocida de resina acrílica llamada PALADON y una marca conocida de nylon llamada en Europa FLEXONON (Valplast.El estudio se realizó de acuerdo a lo

estipulado por ISO 1567 / DIN 13 907. Donde los resultados son los siguientes:

	FLEXONONON (Valplast)	PALADON (Acrílico)
Absorción de agua	10.089 mg / mm ³	20.2 mg / mm ³
Dureza	6.45 HV 0.1	16.5
Fidelidad dimensional	2 %	2 %
Límite de fatiga	8.19 N / mm ²	16.7 N / mm ²
Fuerza elástica	25.67 N / mm ²	79.1 N / mm ²
Modulo de elasticidad	356.23 N / mm ²	2200 N / mm ²
Pigmentación	Sin restricción	Sin restricción

Los valores obtenidos en este estudio, aprueban la fabricación de bases para prótesis bucales con poliamidas (NYLON) en Alemania.

En un estudio más reciente realizado en la Facultad de Odontología de la UNAM., se realizó una investigación acerca de la absorción que tiene la resina de nylon 110 N. Las pruebas se realizaron basándose en la norma núm. 12 de la ADA.

Los resultados obtenidos en este estudio fueron los siguientes:

Muestra 1 no perforada presentó una sorción de 0,0012 grs/cm³.

Muestra 2 perforada presentó una porción de 0,0013 grs/cm³

De esta manera y por medio de este estudio se comprueba que el nylon 110n (Valplast) cumple con lo establecido en la norma núm. 12 de la ADA, como material para base de dentadura en cuanto a absorción se refiere.

En la siguiente tabla se muestra un estudio comparativo del nylon 66 n, 610n y polimetil metacrilato. Se puede ver que las fuerzas de tensión del nylon 610 y el polimetil - metacrilato son similares, pero en el alargamiento hasta la ruptura son completamente diferentes, es una propiedad de la conducta mecánica del nylon que en un incremento repentino en el alargamiento

ocurre a un punto particular de stress y que la elongación se incrementa llegando después de la fractura. El resultado es una perfecta orientación paralela de las moléculas en dirección del alargamiento y esto da mejores propiedades mecánicas

Existe similitud entre el polimetil - metacrilato y el nylon 610 en muchos aspectos, las diferencias son el punto de ebullición y condiciones de moldeo, contracción de molde y absorción de agua.

Las principales diferencias, las cuales son difíciles de medir y expresar por pruebas convencionales son la súper porosidad del nylon en fuerzas altas y ductibilidad, resistencia a la abrasión, a la fractura en estrés constante, excepto bajo condiciones de fatiga.

PROPIEDADES MET. DE PRUEBA		66n	610n	polimetil-metacrilato
Prueba especifica	ASTM D792	1-14	1-09	1- 19
Indice de refracción	ASTM D542	1-53	1-53	1-49
Absorción de agua	ASTM D570	1-5	0.4	1-4
en 24 horas				
Absorción de agua		1.7	4	1-4
saturación				
Fuerza de tensión	B.S.S.	11500	8300	8000
lb / pulg.2	1524			
Elongación al rompi-	B.S.S.	80-100	100-150	2
miento	1524			
Modulo joven lb/ pilg.2		4.3×10^5	3×10^5	4×10^4
Fuerza de impacto	ASTM D256	1.0	0-5	0-3
pies / lb / pulg.				
Dureza (Vickers) Vickers 12		11	20	
Punto de licuefacción		264	220	125

Conductividad térmica cals / seg.		4×10^{-4}		5×10^{-4}
Expansión térmica	AST D 696	3.1×10^{-5}	4.5×10^{-5}	8.1×10^{-5}
Calor específico		0.45	0.45	0.45
Temperatura de inyección		bajo	bajo	10-30x10
Contracción lineal nylon ICI I.S.639		2-3	2.0	0.4

Propiedades de las resinas acrílicas de termocurado según José Luis Cova N. P publicadas en su libro Biomateriales Dentales.

Resistencia a la tracción (lb. / pulg. 2)	7 -9 000
Resistencia a la compresión	11000
Elongación %	1 - 2
Modulo de elasticidad (lb. / pulg. 2)	5.5×10^{-5}
Límite proporcional (lb. / pulg. 2)	3 800
Resistencia al impacto (lb. / pulg. 2)	60
Deflexión transversal	
mm 3500 gm	13
mm 3500 gm	4.2 - 10.5
Resistencia transversal (gm)	6- 8 000
Resistencia flexional (lb / pulg. 2)	12-17 000
Resistencia a la fatiga (ciclos 2500 lb. / pulg. 2)	1.5×10^{25}
Fluencia en frío %	3-5
KHN	16-22

Conductibilidad térmica (cal/seg/cm ² °c /cm)	5.7 x 10 ⁴
Calor específico (cal /°C/gr)	0.35
Coefficiente de expansión térmica °C	81 x 10 ⁶
Densidad (gr /cm)	1.16 - 1.18
Contracción de polimerización % vol.	6
Estabilidad dimensional	Buena
Sorción de agua (mg /cm)	0.69
Solubilidad (mg /cm)	0.02

Otros estudios nos enseñan que algunas de las propiedades físicas cambian, si se altera el proceso de laboratorio.

Por ejemplo en un artículo, publicado el 22 de julio del 2003 en el *Journal Prosthodontic* se estudió las variaciones que había en el material de polimetil-metacrilato cuando se sometía a procesado en microondas a 80, 160, 240 y 560 W por 15,10, 7, y 2 minutos, después fueron comparadas las muestras con la realizada por el método convencional realizada a 70 °C por 9 horas. Las muestras fueron probadas en cuanto a dureza, porosidad, resistencia flexural, solubilidad y peso molecular. Los resultados fueron los siguientes:

Había poca diferencia en los valores de dureza superficial y la solubilidad. Sin embargo, la porosidad era menor en las muestras realizadas en microondas, en cambio en las muestras realizadas convencionalmente la fuerza flexural se mejoró, así como el módulo flexural.

También podemos ver que si se adicionan compuestos al material cambian sus propiedades. En un artículo publicado el 11 de Junio del 2003 publicado por *Eur J Prosthodontic Restor Dent*, realizado en el Departamento de Ciencia Oral y Dental, División de Dentistas Restaurativos, Escuela y Hospital de Bristol, realizaron una investigación adicionando a la resina acrílica para base de dentadura fibras de vidrio y fibras de polietileno

produciendo un significativo incremento en los módulos de elasticidad. La adición de fibras de vidrio, polietileno y fibras de carbón en la resina acrílica produjeron un significativo incremento en los módulos de ruptura. La adición de carbón, vidrio y fibras de polietileno producen un significativo incremento en la resistencia al impacto. Estas fibras no producen mejoras en las propiedades mecánicas

COMPARACION DE ALGUNAS PROPIEDADES FÍSICAS DEL VALPLAST CON RESINAS ACRÍLICAS

Los valores dados para las resinas acrílicas están basados en la especificación número 12 de la ADA para bases de dentaduras.

VALPLAST

RESINA ACRÍLICA

Absorción de agua en 7 días

10.089 mg /mm³ (según fabricante)

0.69 mg /cm²

0.0012 g /cm³ (Elvia Medina C. Investigación realizada en la UNAM.)

máximo 0.8 mg / cm² ADA

0.0013 g /cm³ (Elvia Medina C. Investigación realizada en la UNAM.)

Peso específico 1.04

1.16

Módulo de elasticidad 26.67 n /mm²

3.8 x 10³ ó 3.8 MPa

Dureza 6.45 hvo.1

Mayores de 20 Knoop

Estabilidad dimensional 2%

Resistencia a rupturas Sin rupturas.

DISCUSION

Existe escasa información científica publicada acerca del material usado para base de dentadura basadas en nylon y mucho menos acerca de sus propiedades físicas, esto nos hace suponer que aunque es excelentemente flexible y esto lo hace apropiado para ser utilizado en procesos que presentan retenciones no presenta tan buenas cualidades en boca debido a que se desajustan en un tiempo relativamente corto, además sabemos que para ser un material flexible sus átomos deben permanecer más separados que los de resinas acrílicas esto se traduce en mayor transmisión de cargas masticatorias a nuestro proceso residual, mayor porosidad de la estructura y aumento en la absorción de líquidos, esto hace que haya un cambio de color (pigmentación) en poco tiempo y el incremento bacteriano sobre la superficie debido a la alta porosidad.

El cambio de color del Valplast con respecto a las resinas acrílicas es mayor, debido a la gran cantidad de agua que absorben y a la mayor porosidad de su estructura.

Por otro lado encontramos que la flexibilidad del Valplast es superior a la de resinas acrílicas, esto da una ventaja ya que pueden ser colocadas en pacientes con exostosis óseas en donde esté contraindicada la cirugía, en pacientes con torus no hay necesidad de tratamiento quirúrgico ya que debido a su gran flexibilidad se adaptan a la protuberancia sin lesionar o irritar el tejido. Esta propiedad podría considerarse como ventaja pero debido a que el material absorbe agua pierde estabilidad dimensional, por lo tanto cambia sus dimensiones y como consecuencia sobreviene un desajuste en los aparatos protésicos removibles. De manera que lo que se traducía como ventaja realmente no lo es.

En cuanto a resistencia a la ruptura el Valplast sí supera a las resinas acrílicas ya que éstas no soportan fuerzas de impacto, esto es debido a que presentan mayor valor de dureza que aquél.

La biocompatibilidad de Valplast según el fabricante es superior a las proporcionadas por las resinas acrílicas, ya que, en su composición no contiene monómeros, es decir, no se realiza por mezcla de monómero y polímero como se realiza con el acrílico, por lo tanto no libera componentes reactivos después de estar polimerizado y durante el uso de la prótesis, así se descarta por completo cualquier tipo de reacción alérgica, como la estomatitis subplaca (ardor en boca y sequedad lingual). Sin embargo se han realizado diferentes estudios y los resultados indican que al ser más porosas hay gran acumulación de bacterias, esto ha sido observado microscópicamente y es superior a la acumulación de aparatos de resina acrílica. Entonces para poder contrarrestar esto deben usarse pastillas fungicidas por lo menos 2 o 3 veces por semana para negativizarlos.

Aunque el Nylon tiene buena resistencia a la fatiga y aplicación de fuerzas cíclicas, como todo material es dependiente del tiempo.

Resulta muy frustrante saber que la información científica publicada acerca del Valplast sigue siendo muy escasa, para poder determinar si en realidad supera a las resinas acrílicas, ya que los resultados obtenidos de algunas de las propiedades físicas nos indican que el material no las supera. Al no tener acceso a la información científica que avale las propiedades físicas del Valplast y que nos permitan saber si realmente superan a los polímeros acrílicos, el cirujano dentista tendrá que seguir usando el material sólo por sus cualidades "maravillosas" que mencionan las casas importadoras, es decir, únicamente por su estética y flexibilidad.

Es muy importante recordar que hasta el momento actual el Valplast no ha sido normatizado por la ADA esto se debe seguramente a que no cumple con todas las especificaciones que se le solicitan y entonces no puede

considerarse como un material de primera elección en lo que se refiere a prótesis removible y total duradera.

BIBLIOGRAFIA

*Operatory . Valplast

www.kellerlab.com/new_site/prod_valplast.php - 13k

*HYPERLINK

"<http://users.senet.com.au/~dugglabs/Valplast.html>"

*Valplast

users.senet.com.au/~dugglabs/Valplast.html

*Valplast, Grupo Odontológico Vivas.

[mipagina.cantv.net/grupovivas/ tratamientos/valplast.htm](http://mipagina.cantv.net/grupovivas/tratamientos/valplast.htm) –

*Valplast International Corporation

www.valplast.com/products.html

*PRÓTESIS REMOVIBLES FLEXIBLES E IRROMPIBLES

www.gacetadental.com/mayo_2002/informe/4.htm

*128 - Valplast®, prótesis removibles flexibles e irrompibles

http://www.gacetadental.com/mayo_2002/informe/4.htm

www.gacetadental.com/mayo_2002/informe/4.htm

*C Dr. M. del Canto Pingarrón , ESELMED Líder latinoamericano en

información medica. www.ceselmed.com/shop/detallenot.asp?

* Javier Leonardo Martínez Téllez Estética en Prótesis Parciales removibles

Universidad Santa María. Especialización Estomatología Integral del Adulto.

República Bolivariana de Venezuela 2004

"<mailto:javilemartinez@hotmail.com>"

javilemartinez@hotmail.com

*Norma numero 12 de la ADA.

*Coronado Medina Elvia. Resina de Nylon termoplástico flexible Valplast en

Odontología. Tesina 1997 Odontología U.N.A.M.

*Cecilia Rivera Cabrera. Fuerza de retención de dientes de acrílico en base

de Valplast y de acrílico. Tesina 1998 Odontología U.N.A.M.

* Eur J Prosthodont Restor Dent The effect of the addition of diferent fibres on the transverse and impact strength of acrylic resin denture base material Jun.11 2003.

*Journal ProsthodonticJul 22 –2003.

*L Ralp W: Phillips M . S. La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner Nueva Editorial Interamericana 9a Edición 1993.

* Kenneth J Anusavice D.M.D. Ph. D. La Ciencia de los Materiales Dentales, de Phillips. Editorial Mc Hill Interamericana1998.

* José Luis Cova N. Biomateriales Dentales. Editorial Amolda1ª Edición 2004.

* Federico Humberto Barceló Santana y Jorge Mario Palma Calero. Materiales Dentales Conocimientos Básicos Aplicados. Editorial Trillas 2002.

* Malvin E. Ring. Historia de la Odontología. Editorial Dauma.

*www.google.com.mx galería de fotos.

* www.altavista.com.mx galería de fotos.