

336
2y



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

FUERZA DE RETENCION DE DIENTES DE ACRILICO
EN BASE DE VALPLAST Y DE ACRILICO.
ESTUDIO COMPARATIVO.

T E S I S I N A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
CECILIA RIVERA CABRERA

ASESOR: DR. JORGE MARIO PALMA CALERO.



MEXICO, D. F.

NOVIEMBRE DE 1998.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

269533



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.

Dedico ésta tesina a:

Mis padres, que sin su amor,
comprensión,
ayuda y su apoyo incondicional,
no hubiera sido posible que yo
terminara mis estudios
profesionales.

MIL GRACIAS.

Mis hermanos Susana,
Sergio y Raul que
también me han
apoyado siempre

A Guillermo Gutierrez con mucho cariño y agradecimiento por haberme apoyado tanto para la elaboración de éste trabajo.

Al Doctor Alejandro López que también coopero bastante con éste trabajo.

A mis amigos y a todos aquellos que de alguna manera hicieron posible la realización del mismo.

INDICE

INTRODUCCIÓN	3
ANTECEDENTES	7
OTROS MATERIALES QUE SE HAN USADO COMO BASE DE DENTADURA	7
Vulcanita rosa	8
Baquelita.....	8
Vitalio	9
Vinilita.....	9
Policarbonatos	10
Resinas epóxicas.....	10
Poliestireno	10
Polimetilmetacrilato.....	11
Composición de la resina acrílica	11
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE MATERIALES USADOS COMO BASES DE DENTADURAS	14
MARCO TEORICO	15
CARACTERÍSTICAS QUÍMICAS, FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL NYLON PARA BASE DE DENTADURAS	15
Naturaleza Química	15
PROPIEDADES QUÍMICAS	15
Hidrólisis Y Policondensación.....	16
Oxidación	16
Efectos Químicos Y Solventes.....	16
PROPIEDADES FÍSICAS	17
Cristalinidad.....	17
Propiedades Térmicas.....	17
Absorción De Agua	18
PROPIEDADES MECÁNICAS	18
OTROS ESTUDIOS	19
Métodos de coloración.....	20
Crecimiento bacteriano	20
Cambios Dimensionales.....	21
CARACTERISTICAS FISICAS DEL VALPLAST QUE DA EL FABRICANTE DE LA RESINA 110N21	22
Comodidad	22
Seguridad	22

Estética	23
Función.....	23
Abrazaderas	23
Flexibilidad.....	24
VENTAJAS.....	30
DESVENTAJAS	30
INDICACIONES.....	31
CONTRAINDICACIONES.....	31
PROCESO DE LABORATORIO	31
TECNICA DE MOLDEO POR INYECCIÓN.....	33
NORMA NO. 15 DE LA A.D.A. PARA DIENTES DE RESINA SINTÉTICA	40
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	41
JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	42
OBJETIVO GENERAL	43
OBJETIVOS PARTICULARES	44
HIPÓTESIS	45
MATERIALES.....	46
MÉTODO	47
Obtención de las muestras.....	47
RESULTADOS	50
CONCLUSIÓN.....	53
DISCUSIÓN.....	54
BIBLIOGRAFÍA.....	55

INTRODUCCIÓN

La prótesis dental tiene dos misiones principalmente; una es reponer partes faltantes que limitan las funciones del aparato estomatognático. Por otro lado se esfuerza para que los aparatos protésicos sean lo más confortables y durables posible.

La prótesis debe colocarse como una medida terapéutica que tenga en cuenta músculos, nervios, y todos los elementos que constituyen al sistema estomatognático como son:

- a) Dientes
- b) Periodonto
- c) Articulaciones temporomandibulares
- d) Sistema neuromuscular

Todos estos elementos están coordinados para hacer funcional a todo el sistema, por tanto cuando uno de ellos falta o falla, es importante tratar de reponerlo. Las piezas dentales perdidas, trastornan sensiblemente el equilibrio biostático de las arcadas dentarias. La ausencia de dientes interrumpe la línea de acción constituida por la zona de contacto de toda la dentadura. En la dentadura restante se producen alteraciones de posición de los dientes, como inclinaciones, migraciones y alargamientos, cosa que altera el equilibrio del aparato estomatognático de la persona.

Remontándonos a los orígenes de la prótesis vemos que las primeras piezas que se conocen son de origen etrusco. También se han hallado en restos fenicios.

Eran aparatos fijos, retenidos por bandas de oro o por ligaduras, que se aproximan más a los puentes que a las protodoncias totales.

Se sabe que entre los romanos era ampliamente conocida la prótesis, sin embargo, desde el tiempo de los romanos y hasta el inicio de la odontología moderna no tenemos nuevas noticias de la Prótesis.

Para las restauraciones extensas o de dientes posteriores se hacía un aparato extenso, era muy difícil ligarlo sólidamente y resultaba imposible colocar dientes postizos de manera que el morder con ellos no repercutiera con dolor en la encía. En 1756 Bourdet muestra la posibilidad de colocar dientes humanos en huesos de hipopótamo, que se fijaban con espigas que se remachaban por el lado palatino.

Respecto a los materiales de base, había tenido éxito sólo el hueso de hipopótamo, que fue utilizado durante muchos siglos como único material de base hasta mediados del siglo pasado, cuando se utilizó el oro, el caucho y los acrílicos.

En la actualidad surgen nuevos materiales como las poliamidas o Nylons. Estos salieron al mercado desde el año de 1950. Presentando ventajas y desventajas con respecto al polimetacrilato de metilo.

Al principio la prótesis dental sólo tenía una intención principal, y era tener algo con que masticar. 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, como la 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 polimetacrilato ha sido un material muy utilizado en prótesis parciales, pues resulta posible agregarle materiales y tintes casi del color de la encía natural. Ha resultado ser un buen material pero en prótesis parcial no se ha podido usar sin metal debido a su capacidad de fractura, esto con las tendencias actuales de atribuir a los metales en general ciertas propiedades que afectan el equilibrio del organismo ,y teniendo en cuenta que son antiestéticos, ha provocado la aparición de nuevas alternativas como lo es el nylon.

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. Lo anterior permite que los retenedores de una prótesis parcial sean del mismo material.

El acrílico se utiliza actualmente para hacer prótesis estéticas, lo mismo que se está haciendo ahora con el nylon (Valplast, Flexit, Dentuflex, Flexonon). Ambos se pueden teñir o pueden simular color de la encía, es decir, son estéticos. Ambos tienen la capacidad de retener los dientes de acrílico pero puede ser que uno tenga la capacidad de retenerlos mejor.

Este aspecto de retención de dientes sustitutos es importante desde el punto de vista de que son sometidos a las fuerzas de masticación que son bastante fuertes. Por lo que deben estar bien soportados en el acrílico o el nylon.

Los dientes de plástico se adhieren al metil-metacrilato y copolímeros vinílicos sin necesidad de socavar al diente, con agujeros u otras retenciones mecánicas; en cambio, cuando la base es de nylon, la retención de los dientes artificiales se dificulta ya que no hay adhesión.

El presente trabajo pretende medir la fuerza requerida para desprender un diente de la base de acrílico y de una base de nylon usando en el último caso la metodología de fijación indicada por el fabricante.

ANTECEDENTES

Los dientes de plástico no se adhieren con el poliestireno, nylon flexible, policarbonato o materiales epóxicos porque en ellos no hay monómero disponible.

Cuando se usan estos materiales es necesario que el fabricante recomiende un agente adherente o una retención mecánica en los dientes anteriores y posteriores. Por razones de limpieza, la retención mecánica debe ser hecha dentro del diente.

Por otro lado un fabricante de prótesis de nylon, utiliza un adhesivo a base de un ciano-acrilato que da unión química, pero sugiere además las retenciones mecánicas.

OTROS MATERIALES QUE SE HAN USADO COMO BASE DE DENTADURA

Vulcanita rosa. En 1851 Nelson Goodyear, hermano de Charles Goodyear, magnate de la goma e inventor de la vulcanización, aprendió a convertir la goma flexible en una sustancia dura y rígida a la que llamó Vulcanita, también llamada ebonita. Es caucho duro, fácil de cortar y pulir obtenido por vulcanización del caucho con una larga cantidad de sulfuro, usado en la manufactura de abrigos, botones y para instalación eléctrica. Sustituyó al oro por ser fácil de manipular. Durante los 75 años siguientes fue el material mas utilizado para bases de dentaduras. Se probaron varios métodos de procesamiento, pero no se logró superar las desventajas que son: estética global poco satisfactoria y sabor, olor y color objetables.

Baquelita. Su inventor fue L. H. Baedeland. La resina termoestable ha sido ampliamente usada sola para formar grandes objetos, y en combinación con otro material como laminador o cubriendo superficies. Fue usada como un sustituto del caucho duro, ámbar, celuloide de o para aislar aparatos eléctricos, puesto que es un mal conductor, y para la fabricación de ciertos forros de maquinaria, grabaciones de fonógrafo, y muchos otros artículos útiles y ornamentales y diversos caracteres como botones, bolas de billar, etc.

La Baquelita es resultado de la condensación de un polímero de formaldehído y fenol. En práctica, el fenol y el formaldehído son primero polimerizados a una pequeña magnitud usando la cantidad apropiada de catalizador y temperatura.

El prepolímero resultante llamado reosol, es de bajo punto de fusión, soluble que puede entonces combinarse con un relleno como algodón o fibras de madera, y puede pigmentarse y calentarse bajo presión en un molde para formar un objeto con una forma predeterminada. La resina pura es transparente o color ámbar muy brillante, los varios rellenos y otros aditivos le dan diferentes propiedades dependiendo su aplicación. El calentamiento del prepolímero resulta en extensas cadenas cruzadas entre las del polímero, resultando una red tridimensional. La resina de tipo baquelita puede también formarse usando furfural en lugar de formaldehído.

Las resinas fenólicas se estaban utilizando en odontología como un material para base de dentaduras. Entre 1930 y 1940 alrededor de 25% de todas las dentaduras completas se hacían de estos materiales. Sus desventajas son la carencia de calidad uniforme, la resistencia variable, el color también variable y su inestabilidad dimensional.

Vitalio. Resulta ser un metal que es ligero pero resistente, la desventaja de este material es que se han reportado casos en los que se provocó alergia debido a que contiene níquel y berilio.

Vinilita. Polivinil acetato. En general el polivinil acetato (PVA) es el polímero termoplástico más usado comúnmente para conservación en laboratorio.

El polivinil acetato es estable a la luz y no decolora. Este permanece soluble y no se entrecruza y permanece irreversible. Se ha utilizado también como pegamento cuando es muy concentrado.

El PVA es soluble en un número de solventes orgánicos. Su solubilidad está relacionada directamente con la volatilidad del solvente. Los más usados son el dietil-eter y acetona.

Las desventajas de este material eran la carencia de estabilidad dimensional en el uso, métodos difíciles de procesamiento, su fragilidad, facilidad para mancharse o decolorarse, así como su elevado costo.

Policarbonatos. Conocidos como los más duros y fuertes de los plásticos, son poliésteres lineales del ácido carbónico

Se comprobó que sus propiedades físicas son sólo ligeramente superiores a las de la resina de polimetacrilato de metilo. Sin embargo, a pesar de sus ventajas requería un equipo más elaborado para su procesamiento y temperaturas más altas de moldeo. Las desventajas del material son absorción de agua, su mayor flexibilidad, menor dureza, una deficiente adhesión a los dientes de plástico, inyección de moldeo a temperaturas altas 166°C y dificultad en el pulido.

Resinas epóxicas. Las resinas epóxicas son termoestables. Se moldean mientras están en estado líquido. Se utilizó como resina vertida después de ser mezclada con un agente reactivo curador. Se promovió en un principio como un material ideal, pero con el tiempo se comprobó que tenía muchas desventajas, por lo que no se difundió.

Poliestireno. (Jectron) ha sido usado satisfactoriamente como base para dentaduras hasta un grado limitado. Cuando un anillo bencénico es adherido a un

grupo vinilo. Se forma el vinilbenceno o estireno; que polimeriza a poliestireno por simple adición. La barra se calienta a 210 °C a fin de ablandarla e inyectarla en un molde con equipo especial. Se ablanda por calentamiento de un cilindro de poliestireno de distribución y peso molecular adecuado, y se introduce por presión en el espacio moldeado por un proceso conocido como técnica de inyección.

Polimetilmetacrilato. Una prótesis total de resina acrílica está compuesta de piezas dentales artificiales fijas en una base para dentadura. Esta sostiene los dientes y se apoya en los tejidos blandos.

Los dientes artificiales se fabrican de porcelana o de acrílico, y se colorean a fin de imitar el color natural de los dientes.

Aunque las resinas para bases de dentaduras se obtienen a partir de copolímeros de poliestireno o vinilo, el uso principal en la actualidad es el poli-metacrilato de metilo.

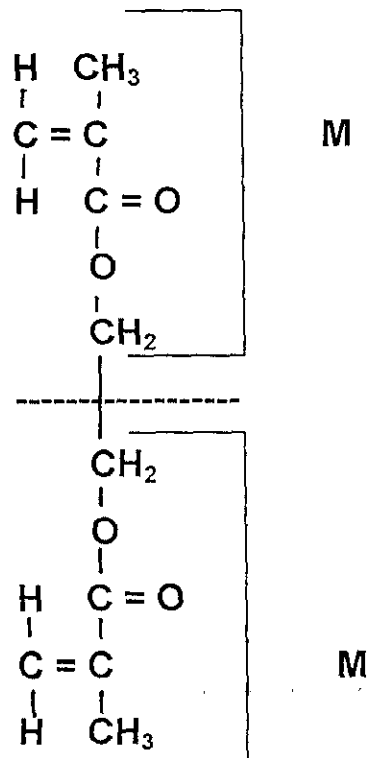
Este es una resina transparente que permite ser coloreada en casi cualquier tono que se desee para simular tejido natural. Como todos los materiales sus características no son ideales, pero la combinación de sus características que tiene lo hacen un buen material.

Composición de la resina acrílica. El monómero es metacrilato de metilo puro con una pequeña cantidad de hidroquinona (0.006% o menos). Este ayuda a inhibir la polimerización mientras se almacena.

El polímero es un polvo con pequeñas partículas esféricas que polimerizan a partir del monómero que se calienta y agita en un líquido no polimerizante.

Como el poli(metacrilato de metilo), es el más adecuado con su alto peso molecular, se disuelve en el monómero con lentitud: para esto se añade un aditivo para aumentar la solubilidad. Por ejemplo: se emplea un copolímero de metacrilato de metilo y acrilato de etilo para aumentar esta característica, con una cantidad de acrilato de etilo limitada al 5% y menos. O para aumentar la solubilidad se agrega un plastificante como ftalato de dibutilo por trituración esférica con las perlas o incluido en el monómero en un máximo del 10% para impedir deterioro en boca.

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



Las líneas punteadas son en esencia metacrilato de metilo tanto arriba como abajo de ellas. Cada parte es un mero, por lo que hay dos meros. La polimerización se lleva a cabo en las uniones dobles. El polímero poli(dimetacrilato de glicol) está de manera cruzada a través de los grupos $\text{CH}_2 - \text{CH}_2$, por lo menos en dos direcciones, de modo que forma una red de puente. Estas resinas por lo general las denomina el fabricante como resinas de cadena cruzada.

Existe una resina para dentaduras que se ofrece exclusivamente en forma de gel. Este particular material contiene una resina vinílica además del poli(metacrilato de metilo). En lugar de emplear el poli(metacrilato de metilo para el componente sólido de la mezcla monómero y polímero, se utiliza un copolímero de cloruro de vinilo y acetato de vinilo. El copolímero se procesa y se convierte en un gel plástico por saturación del monómero de metacrilato de metilo. El gel que se obtiene es empacado en el espacio de moldeado y la resina se polimeriza con calor, de la manera convencional. La resina que se obtiene es una mezcla de poli-metacrilato de metilo y predomina en ella una resina de copolímero vinílico. Siempre se agrega al polímero un iniciador en cantidades pequeñas como el peróxido de benzoilo.

La técnica general consiste primero en construir una base de resina sobre el modelo de yeso que se obtiene de la impresión del maxilar desdentado. Se fijan los dientes artificiales en cera sobre la base para dentadura. El modelo con la base y dientes ya posicionados se coloca en yeso piedra o de paris, y luego en una mufla para dentaduras. El tipo de mufla que se use será según la técnica a usar.

Al separar las partes de la mufla, se eliminan cera y la placa base. Entonces se crea un espacio del molde que permanece vacío, éste se rellena con el material de resina para base de la prótesis.

Al final del proceso de polimerización la dentadura ya acrilada se retira de la mufla para proceder al terminado (quitar el excedente, afinar los cortes y pulir)

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE MATERIALES USADOS COMO BASES DE DENTADURAS.

MATERIAL	PRODUCTO	(PSI X 10 ⁶)	Gpa
Gutapercha	Indian head	0.027	0.186
	Mynol	0.022	0.152
Resinas acrílicas para coronas y puentes			
Acrílico	Biotone	0.327	2.26
Poliéster	Mer-don 7	0.267	1.84
Acrílico polivinílico	Luxene	0.410	2.83
Resina de base de dentadura para curado en frío	Performe	0.236	1.63
Resina de termocurado	Lucitone 199	0.154	1.06
	Paragon	0.426	2.94
	Perm-acryl 20	0.193	1.33
Resinas de fotocurado	Triad	0.306	2.11

MARCO TEORICO

CARACTERÍSTICAS QUÍMICAS, FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL NYLON PARA BASE DE DENTADURAS

Naturaleza Química.- Flexonon es un nylon perteneciente a la familia de las poliamidas. Es una cadena estable de polímeros que no contiene monómeros libres, por lo tanto, no desprende componentes reactivos después de su elaboración.

Los ácidos carboxílicos reaccionan con aminas para formar amidas y con alcoholes para formar ésteres. Cuando un ácido que contiene más de un grupo carboxílico (-COOH) reacciona con una amina que tiene más de un grupo amino (NH_2) o con un alcohol que presenta más de un radical -OH, los productos resultantes son poliésteres y poliamidas.

Las fibras de poliamidas son hiladas de un termoplástico linear teniendo repetidos grupos amida de diaminas y ácidos dicarboxílicos $(\text{CONH-R-NHCO-R})_n$ o lactámicos $(\text{R-CONH})_n$. Las poliamidas son generalmente referidas como Nylons cuando R y R' son esencialmente alifáticos, acrílicos y menos de 85% de lindajes de amidas conectados directamente a dos anillos aromáticos.

PROPIEDADES QUÍMICAS

Hidrólisis Y Policondensación. Una de las principales propiedades de las poliamidas relativa a su equilibrio químico es dado cuando el material puede no hidrolizar ni polimerizar más, dependiendo de las condiciones. En estado líquido el material está en una situación dinámica y solo un cierto (equilibrio) de absorción que hace que el promedio de hidrólisis sea igual al de la polimerización. Este equilibrio de absorción depende del polímero, la temperatura, el peso molecular y en grupo terminal de balance del polímero

Oxidación. 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 volviéndose amarillo. Tan pronto como el molde de nylon es expuesto al aire, este comienza a decolorar y continua oxidándose hasta que se enfría a 60 centígrados. Es importante minimizar la exposición del nylon caliente al aire para evitar decoloración y pérdida de peso molecular. Similarmente, las partes de nylon expuestas a altas temperaturas en aire pierden propiedades con el tiempo como resultado de la oxidación. Esto se puede minimizar usando materiales que contengan aditivos estabilizadores.

Efectos Químicos Y Solventes. Los nylons tienen excelente resistencia a muchos efectos químicos, aunque los efectos varían dependiendo de la naturaleza del nylon. Generalmente las poliamidas tienden a ser particularmente resistentes a materiales no polares como hidrocarburos. La resistencia es menor a ácidos fuertes y fenoles que son más efectivos en disturbar los puentes de hidrogeno y que pueden algunas veces disolver el nylon. Los materiales

altamente polares como los alcoholes son absorbidos y algunas veces disuelven los nylons con baja concentración de grupos amida. Algunas sales metálicas pueden atacar al nylon provocando fácil fractura, ejemplo: Cloruro de cinc.

PROPIEDADES FÍSICAS

Cristalinidad. La presencia de grupos polares amida dan unión de hidrógeno entre carbonil y grupos NH en secciones adyacentes de cadenas de poliamidas. Para los nuevos nylons 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 esa región. Estos nylons 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 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 interfieran con el proceso de alineación.

Propiedades Termicas. El alto punto de fusión de las poliamidas como el nylon 6,6, es una función de la gran unión de hidrogeno entre las cadenas y la estructura del cristal.

Absorción De Agua. Una característica del nylon es la habilidad de absorber significantes cantidades de agua. Esto es relativo a los grupos polares amida que las moléculas de agua pueden coordinar. La absorción de agua esta generalmente concentrada en las regiones amorfas del polímero donde tiene el efecto de plastificar el material interrumpiendo los puentes hidrogeno, haciéndolo más flexible con menos fuerza tensil e incrementando la resistencia al impacto. La absorción de agua esta determinada, el grado de cristalización y la presencia de grupos amida, es, como el punto de fundición, reducida con incremento la longitud de grupos alifáticos en cadena. Los monomeros aromáticos también reducen la absorción de agua.

En 1997 en la Facultad de Odontología de la U.N.A.M., se hizo una investigación acerca de la absorción que tiene la resina de nylon 110n. En dicha investigación se comprobó que el nylon cumple con la norma Núm. 12 de la ADA; que habla de los materiales para base de dentaduras.

PROPIEDADES MECÁNICAS

La estructura semicristalina de la mayoría de los nylons comerciales dan 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 (incluyendo su copolimerización), peso molecular, contenido acuoso, temperatura, y la presencia de aditivos. Los módulos de dureza y rigidez se incrementan adicionando densidad de grupos amida y aumentando el grado de cristalinización en nylons alifáticos; sin embargo, la resistencia al impacto y elongación se disminuyen.

Generalmente el nylon no es sensible a las muescas o fracturas y la resistencia al impacto tampoco se disminuye cuando una muesca o fractura es hecha al material.

Propiedades como la rigidez y dureza pueden ser considerablemente incrementadas adicionando un agente reforzante al polímero, particularmente fibra de carbón o vidrio.

Como en la mayoría de los plásticos, las propiedades del nylon son dependientes del tiempo. La fatiga de carga de amoldado constante incrementa con el tiempo (fractura); igual la carga o estrés requerido para mantener una deformación constante decae con el tiempo (relajación de estrés). La fibra de vidrio incrementa considerablemente la resistencia a fractura. Los nylons tienen buena resistencia a la fatiga dinámica, la aplicación de fuerzas cíclicas. Esto es influenciado por la frecuencia y la forma de aplicarlas así como la absorción de agua, temperatura y presencia de grietas. La fibra de vidrio refuerza considerablemente el número de ciclos que pueden ser resistidos.

OTROS ESTUDIOS

En el año de 1955 D.M. Watt publicó un artículo de un estudio que realizó de 36 dentaduras parciales de nylon, las cuales fueron usadas clínicamente por periodos de 6 meses, se reconoce que en este estudio 6 dentaduras es un número pequeño de casos y que el periodo de pruebas también fue corto para justificar la publicación de cualquier conclusión que haya sido favorable. Sin embargo el material fue exhibido en el curso de seis meses de pruebas clínicas y

se encontraron un número de propiedades que son indeseables para una base dental.

Métodos de coloración

El nylon 100/m fue usado en su estado natural para hacer un grupo control de 6 dentaduras parciales que fueron colocadas. La mayoría fue coloreada agregándole 10mg. de rojo turquesa a 20 gr. Polvo modelador de nylon. Se mezclaron juntas en un contenedor hermético hasta que la distribución dió un color uniforme, esto produjo un color rosa encía ligeramente variado. Las otras dentaduras fueron coloreadas después del vaciado sumergiéndose en un baño para teñirlas conteniendo de 0.1% de una mezcla de 80 partes de eglicon supreatiamina 2grs. y 20 partes de glícon suprea amarillo FCS proporcionadas por ICI. durante 15 minutos a una temperatura 7°C., esto produjo lo que se llama rosa dulceel. Que fue menos aceptado por los pacientes.

Crecimiento bacteriano

La superficie rugosa del nylon favoreció el crecimiento de bacterias sobre la superficies de las dentaduras, en cinco de los casos se tomaron muestras de las superficies del nylon y de base de dentaduras de acrílico. El numero de microorganismos en la muestra de nylon fue en todos los casos mucho más grande que el número en las muestras de acrílico

Cambios Dimensionales

Clínicamente el ajuste de las dentaduras de nylon fue satisfactorio. Algunos de los pacientes que habían usado anteriormente dentaduras parciales de acrílico, dijeron que las dentaduras de nylon eran mucho mas cómodas, pero dicha información debe ser tomada con cautela debido a que no se tomó un grupo control en los experimentos con diseños similares de acrílico y de nylon, y se debe recordar que las viejas dentaduras de acrílico que usaron estos pacientes debieron ser desecadas en todos los casos. Todos los pacientes apreciaron la ligereza de las dentaduras de nylon, las dentaduras a las que se les dejó secar durante una noche se encontró que estaban demasiado ajustadas en la mañana y en algunos casos no pudieron ser usadas, hasta que no fueron introducidas en agua, esto parece indicar que el aumento en el tamaño causado por la absorción de agua es necesario para compensar el encogimiento del molde en el nylon. Los cambios dimensionales que ocurrieron bajo las condiciones del moldeado que se usaron no han sido investigados.

CARACTERISTICAS FISICAS DEL VALPLAST QUE DA EL FABRICANTE DE LA RESINA 110N

Peso específico	1.04
Absorción de agua a 7 días	10.089 mg/mm ³
Módulo de elasticidad	356.23 N/mm ² - 26.67 N/mm ²
dureza	6.45 (HVO.1) - 6.32(HVO 2)
Fidelidad a dimensiones	2%
Resistencia a rupturas	sin rupturas
Rapidez de color	sin restricciones

Cuadro. Estos resultados estan basados en estudios Materiales de la Universidad Gratuita de Berlín, 1991, de acuerdo con ISO 1567/DIN 13907

Comodidad

Los parciales flexibles contruídos de Valplast pueden ser hechos muy delgados 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. Aun en casos de total cobertura palatina, donde se prevee 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 deber 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 translúcido 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 Valplast siguen el modelo o patrón de las naturales formaciones de la encía a lo largo del contorno de los dientes. Con los delgados diseños de broche, la restauración se convierte prácticamente imperceptible cuando se usa.

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 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 de ligero masaje sobre la encía natural. Esto produce una estimulación, la cual ha demostrado que retarda el deterioro del tejido natural y hueso.

Abrazaderas

En el estudio publicado por W.M.Watt se encontró que las abrazaderas hechas de nylon debieron ser un poco voluminosas para funcionar adecuadamente. Las abrazaderas delgadas las cuales fueron adecuadas con retención, cuando la dentadura fue ajustada al principio, tendieron a desviarse de los dientes después de algunas semanas de uso. Esto probablemente se debió a la liberación de algunas cargas inducidas durante el moldeo. Debido a la flexibilidad de la base fue posible rebajar, para la retención, que normalmente se hubiera podido desbloquear en una base acrílica o metálica, pero la prudencia de hacer esto no puede ser conocida hasta que un largo periodo de ensayo clínico haya pasado.

El nylon no es suficientemente rígido para ser usado exitosamente para hacer descansos oclusales excepto, posiblemente, en casos en que hay suficiente espacio para permitir el uso de tipos onlay de descanso de 1.5mm de espesor.

Flexibilidad

Watt también indica que la flexibilidad es una propiedad que posee el nylon, que no es usualmente considerada ventajosa en base de dentaduras. Esto puede ser, siempre y cuando, pruebe ser útil en cierto tipo de dentaduras parciales mientras sean impropias para otros tipos. Es necesario entonces examinar las indicaciones y contraindicaciones para el uso de nylon como base de dentadura con especial referencia a sus propiedades.

Los soportes de dentaduras son clasificados de acuerdo al soporte o parte en que descansan, Son tres clases:

- Clase I dentosoportados
- Clase II mucosoportados
- Clase III muco dentosoportados

Las dentaduras parciales también son clasificadas en:

- Clase I dentosoportadas
- Clase II mucosoportadas
- Clase III muco dentosoportadas.

Si todos los soportes de la dentadura parcial son clase I y II deben ser conectados rígidamente uno a otro, pero si son clase III deben ser conectados flexiblemente puesto que el soporte mucoso se mueve relativamente durante la masticación comparado con el soporte dentario. Este principio es, por supuesto, bien conocido. Mucho se ha escrito de los problemas de conectores flexibles entre soporte dentario y mucoso de una dentadura parcial, y muchos diseños complejos se han visto involucrados con estas dificultades.

La flexibilidad del nylon lo hace particularmente bueno para clase III pues la base por si provee una disminución del estrés. Pueden ser utilizados diseños más simples.

El uso de nylon en una dentadura clase I está contraindicado pues las conexiones rígidas son deseables en orden de dar seguridad para proteger pequeñas áreas de soporte de cargas laterales.

En clases II el largo soporte debe tener suficiente superficie para absorber cargas laterales con menos daño aparente que si el reducido numero de dientes naturales fueran usados para proveer retención. La flexibilidad en dentaduras

clase II no es esencial, pero puede probar ser ventajosa, pues, cuando el paciente mastica en un soporte mucoso, si la conexión es rígida, las otras tenderan a elevarse. Con una base flexible, en vez de golpear en tejido suave fulcrum, las curvaturas de la dentadura y las cargas masticatorias son distribuidas más sobre la mucosa.

Como ya se ha mencionado, el nylon es particularmente bueno para la clase III con dos tipos de soporte. Por otra parte, en las dentaduras III con dos o tres soportes dentales y uno mucoso, seria aconsejable conectar los soportes dentarios rigidamente con barras de metal y usar el nylon para la conexión flexible de la barra al soporte mucoso.

La flexibilidad del nylon varia mucho dependiendo del tipo de polvo de moldeo usado y de la temperatura y presión de inyección. Del nylon sobrante en el cilindro después de la inyección se encontró que era quebradizo. Esto se atribuyó al hecho de que esto no había sido bajo presión cuando se colocó.

Nylons más recientes con menos absorción de agua han probado ser más flexibles que la calidad del nylon 100/M que se usó para este estudio... todo esto en el año 1955

En una conferencia dada acerca del Valplast o Flexonon o dentuflex en el IX Congreso Internacional de Prótesis Bucal, el doctor Humberto Ballado Nava nos indico los resultados de un estudio de las características del Valplast con el metacrilato de metilo y dijo que:

PROPIEDADES FÍSICAS	FLEXONON	PALADON
Absorción de Agua (7 días)	10.089 mg/mm ³	20.2 mg/mm ³
Dureza	6.45	16.5
Fidelidad Dimensional	2%	2%
Fuerza Elástica	25.67 N/mm ²	79.1 N/mm ²
Límite de Fatiga	8.19 N/mm ²	16.7 N/mm ²
Modulo de elasticidad	356.23 N/mm ²	2200 N/mm ²
Rapidez de color	Sin restricción	Sin restricción

Cuadro. Resultados basados en estudio de materiales realizado por el Instituto Federal Alemán de la Universidad Libre de Berlín de acuerdo con ISO 1567 / DIN 13 907

Por otro lado, en dicho congreso menciona el autor que sus características le brindan al Valplast las siguientes cualidades:

Este estudio demuestra que tanto el polimetilmetacrilato como la poliamida absorben agua, aunque el Flexonon (poliamida) se destaca por haber absorbido la mitad del valor que registró el paladón (polimetilmetacrilato), por lo tanto, esto le permite al Flexonon no presentar un deterioro químico en ambientes húmedos, como sería la cavidad bucal.

En cuanto a dureza el paladón resultó con un índice muy alto, lo que indica la rigidez de este material.

La fidelidad dimensional de estos dos materiales resultó totalmente idéntica, por lo tanto no hay ninguna diferencia en este punto.

En los puntos de fuerza elástica y módulo de elasticidad los resultados del estudio demuestran que el Flexonon es muy flexible, lo que permite fabricar

estructuras muy delgadas, por lo tanto, son ligeras, proporcionándole al paciente confort y comodidad.

El límite de fatiga tiene un índice muy alto en el material llamado paladón, lo cual indica que es propenso a rupturas y/o fracturas dado por su misma rigidez. En cambio, el Flexonon, por el índice que presenta, puede considerarse como irrompible en el uso normal en boca, o inclusive por golpes y caídas, en el uso cotidiano.

En el punto rapidez de color, no hay ninguna diferencia, o sea, que, en los dos materiales, el color aparece inmediatamente.

Los valores obtenidos en este estudio, aprueban la fabricación de bases para prótesis bucales con poliamidas como Flexonon o Valplast.

Como se demuestra en el estudio anterior una de las principales características que resaltan en este tipo de material, es su flexibilidad, lo que le permite absorber una porción del choque del movimiento al masticar. Incluso, en casos con cobertura palatina completa, donde la estructura previene la mayor parte de movimientos, la base tiende a reducir el efecto de martilleo contra el tejido natural. En puntos donde normalmente se produce un fulcro, en parciales de base rígida, en las bases fabricadas con poliamidas, se convierten en rompefuerzas.

Este material brinda translucencia después de ser procesado, este a su vez simula el color de los vasos sanguíneos. La translucencia se adapta rápidamente a una gran variedad de colores del tejido natural.

En cuanto a su diseño, sigue la forma natural de la encía y la forma del cuello de los dientes. Con el diseño de los ganchos delgados (que lo permite el material), la prótesis fabricada se convierte prácticamente invisible en la boca del paciente.

La flexibilidad de este material, permite al diseño sacar ventaja de las protuberancias, como son los torus maxilares y mandibulares y las áreas de los rebordes alveolares, que se presentan alrededor del cuello de los dientes remanentes, así como también en la zona de la tuberosidad del maxilar, donde muchas veces está indicada la cirugía por presentar excesiva retención para las prótesis.

Los ganchos regulares y los pequeños pasan sobre los puntos altos de las protuberancias fácilmente, descansando en los abultamientos naturales para proveer retención sin presionar el punto de contacto.

Bajo masticación, el movimiento mínimo de la base, crea un efecto de masaje sobre la encía natural, esto produce una estimulación que ha demostrado un retardo en el deterioro del tejido óseo.

Otra característica importante que presenta este tipo de material, es que como permite la fabricación de estructuras delgadas, ocasiona que la prótesis sea muy ligera, por lo tanto, 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°C - 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 polimetilmetacrilato es un material termoestable, que se quema o se descompone con este tipo de temperaturas.

VENTAJAS*

* Adherencia	* Conserva la integridad dental
* Delgado	* Estético
* Flexible	* Hipoalergénico
* Inerte	* Irrompible
* Ligero	* No tóxico
* Retarda el deterioro de hueso	* Rompefuerzas
* Translucido	* No se deteriora al contacto con fluidos y bacterias

* Datos que da el Dr. Humberto Ballado Nava.

DESVENTAJAS*

* Costo de reparación alto	* Dificultad al recortar, ajustar y pulir en el consultorio dental
* Equipo especial para su fabricación	* No tiene unión química con ninguna clase de polimetilmetacrilato

* Datos que da el Dr. Humberto Ballado Nava.

INDICACIONES*

- | | |
|-----------------------------------|------------------------------|
| * Alergia al polimetilmetacrilato | * Enfermedades periodontales |
| * Torus maxilares y mandibulares | * Férulas oclusales |
| * Ferulizar | * Mantenedores de espacio |
| * Movilidad dental | * Obturadores palatinos |
| * Parrillas periodontales | |

* Datos que da el Dr. Humberto Ballado Nava.

CONTRAINDICACIONES*

- | | |
|--|---|
| * Cuando una prótesis fija esta indicada | * Falta de cooperación por parte del paciente |
| * Higiene oral pobre | * Intolerancia a bases palatinas extensas |
| * Tejidos muy resilientes | |

* Datos que da el Dr. Humberto Ballado Nava.

PROCESO DE LABORATORIO

El nylon es casi insoluble en casi todos los solventes comunes, no puede ser modelado por las técnicas dentales usuales, pero los materiales modelados deben ser inyectados dentro de un contenedor bajo presión.

Los modelos de yeso al llegar al laboratorio, deben articularse inmediatamente para posteriormente desarticularse y hacer el diseño correspondiente, para superior o inferior.

Hay que hacer hincapié en el diseño de la prótesis con este material, ya que el diseño que debe hacerse en las prótesis bilaterales es en forma de placa lingual o palatina según el caso, que es lo que correspondería a una prótesis parcial removible convencional en metal acrílico, para lograr una mejor estabilidad y distribución de fuerzas.

Se hace un ligero bloqueo en las zonas excesivamente retentivas, y se procede al duplicado de los modelos. En los modelos originales se hace la articulación de los dientes, para luego transferirlos al duplicado de los modelos originales. En los duplicados se procede a colocar las formas de cera prefabricadas en forma de paladar o lingual, se hace el encerado de los flancos, retenedores, contorno del cuello de los dientes, se festonea y se da el terminado al encerado. En las prótesis enceradas se colocan los cueles y se enmuflan en las muflas especiales que trae el sistema, colocando el separador que se incluye o agua jabonosa. No se ha tenido experiencia usando otro tipo de separador para yeso acrílico.

Después de que el yeso ha fraguado, se hace el desencerado en una tina de agua hirviendo, se retiran los dientes para hacerles las retenciones mecánicas de la siguiente manera; se hace un orificio con una fresa de bola en el centro de la parte posterior del diente, luego se hace una perforación por la parte distal y otra por la parte mesial, haciendo que coincidan estas tres perforaciones en el centro del diente, para que el material cruce y se una por medio del diente, haciendo una retención puramente mecánica. Se colocan nuevamente los dientes en su posición en la mufla, se coloca separador y se cierra la mufla, para iniciar el inyectado del material. La presentación del polímero del cual se está hablando es en forma de gránulos, contenidos en un envase cilíndrico de metal flexible, pero existen otras presentaciones.

TECNICA DE MOLDEO POR INYECCIÓN

Los procesos comerciales comúnmente empleados utilizan métodos que son muy similares. El material más comúnmente utilizado en un contenedor es usualmente 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 de un pistón, bajo una presión ejercida de manera manual en una prensa hidráulica a la base del tubo de aluminio donde emerge de alguna manera.

Ha sido posible manufacturar dentaduras de nylon usando un equipo relativamente sencillo (en contraste con el usado comercialmente) pero deben considerarse ciertas precauciones. Mucho del trabajo desarrollado en el método aquí presentado ha sido por Mister S. Holt. y asociados de I.C.E. (div. de plásticos) a través de cuya cortesía y de sus facilidades se llevo a cabo la fabricación de una serie de casos para pacientes en 1953.

En experimentos tempranos, el nylon contenido en el tubo especial de aluminio fue licuado en una cámara eléctrica y colocado en el cilindro de inyección. El proceso ha sido recientemente modificado de tal manera que el cilindro de inyección es eléctricamente calentado y el nylon es calentado y licuado in situ después de un precalentamiento para ahorrar tiempo.

En la técnica para 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 esta dentro del horno, y se esperan 11 minutos para que el material alcance el estado plástico para poder inyectarlo.

Durante el proceso de calentamiento, se 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.

Hay un numero importante de características en el proceso. El nylon tiene inusuales características de moldeo por inyección, dado que licúa de manera precisa a relativamente altas temperaturas, es un liquido móvil en contraste con la usual conducta de muchos termoplásticos, los cuales presentan un gradual ablandamiento sobre un amplio rango de temperaturas, hasta llegar a ser un fluido viscoso. Poco incremento en la movilidad del licuado es obtenido calentando el nylon por arriba de su punto de licuación, pero al incrementar algunos 20°C - 30°C arriba de la oxidación tardía del material, ocurre rápidamente la licuación, resultando marcas café en la base de la dentadura, es entonces necesario llevar

el licuado en un tubo cerrado con un control de la temperatura. Por la misma razón el material ha sido usado en el estado sólido, reduciendo la inducción de aire lo cual ocurre cuando son utilizados gránulos. En adición ha sido demostrado que la presencia de finas partículas en el molde reduce las propiedades de fuerza que incrementa la oxidación (Halls 1953).

Se ha considerado la precaución de mover el aparato y contenedor con un gas inerte como el nitrógeno, pero ha sido rechazada por los resultados obtenidos, que son satisfactorios, cuando se sujeta adecuadamente a las condiciones anteriormente mencionadas. La movilidad del nylon licuado es la razón por la cual no se necesita mucha presión al inyectar, una segunda consecuencia de esta fluidez es la necesidad de un contenedor cerrado perfectamente que debe ser forzado al abrirse.

No es necesario un contenedor especial. Se han probado satisfactoriamente cuatro tipos, aunque se requiere de sellado hermético, es mejor tener uno o más orificios de 2 mm de diámetro aproximadamente, que actúan como indicadores del completo llenado del molde.

La gran concentración de los materiales ha sido una gran desventaja. Esto hace que se solidifique al contraerse (16% sobre volumen para nylon 66) y una contracción térmica ordinaria. Aunque el coeficiente de expansión es aproximadamente la mitad del polimetilmetacrilato, el rango de enfriamiento es más de dos veces. La actual contracción lineal en la práctica varía con la longitud y espesor de la forma del molde, De la temperatura y condiciones y la dirección de la inyección, siendo más grande en esa dirección.

Los métodos simples de vaciado (al centro del paladar) interpone una pequeña sección entre el vaciado y la sección más profunda de la dentadura la cual se enfría antes. La contracción puede ser afectada por el estrés interno y también por la superficie rugosa del molde; éste se ha sustituido por aluminio, pero debido al estrés, puede de cualquier manera, presentarse la contracción. En el caso del nylon 66 las altas temperaturas de moldeo incrementan la contracción, pero la aparente ventaja de un moldeo frío, puede ser modificarla aunque puede persistir. La técnica recomendada por el autor, en un contenedor seco y caliente (80°C - 90°C), se emplea en tres principales modos:

Primeramente el calentamiento es necesario para asegurarse que todas las cavidades del molde están completamente llenas, particularmente los espacios interdentaes.

Segundo; El rápido enfriamiento de secciones delgadas es inhibido con reducción y una más grande uniformidad del estrés interno.

Tercero; La ocurrencia de una marca de flujo es evitada. Una consideración fundamental es que mientras más rápido sea el enfriamiento (usando un contenedor frío) menos ordenada es la estructura molecular y esto disminuye las propiedades mecánicas, excepto la resistencia al shock (Fuler 1946). Puede ser alcanzada una cristalidad más perfecta por contraste, pero con temperaturas de 150-200°C. Sería requerido para el nylon 610 y para producir un orden molecular, como el que se obtiene por inmersión del material a 90°C (Fuler 1940). Finalmente la presencia de humedad en el molde afecta la apariencia y las propiedades mecánicas de las dentaduras producidas y puede mostrar porosidad. Además, es necesario para el material moldeado también estar seco. (-25% de humedad Paggi 1954) y ser almacenado en un contenedor. Una prueba para un

contenido satisfactorio de humedad del material es dado por Paggi (1954), donde el presecado es necesario, debe ser secado en su contenedor (4 horas a 100°C y 24 pulgadas de mercurio) para un mejor efecto.

Para propósitos dentales el incremento de las propiedades mecánicas obtenidas por enfriamiento lento es probable, no tan importante como el aseguramiento del llenado completo del molde. Si un molde caliente es empleado, entonces solo los dientes de porcelana pueden ser utilizados, ya que los dientes de acrílico presentan una licuefacción de la superficie. Los dientes de resina acrílica pueden ser utilizados en un contenedor frío pero provistos de una retención mecánica, como con los dientes de porcelana en donde no hay retención química como ocurre en la base de acrílico.

Al retirar la prótesis de la mufla, hay que tener cuidado de no maltratarla, ya que, aunque el material se considera irrompible, los dientes si podrían llegar a sufrir algún daño.

Al tener la prótesis completamente limpia de yeso, se recortan los cueles con fresones de acero inoxidable, discos abrasivos, o con piedras montadas muy ásperas. Se lleva la prótesis al modelo original y se ajusta, colocando un papel carbón muy delgado de color rojo, el papel carbón debe ser de este color, ya que se podría pigmentar la prótesis de algún color obscuro como el azul o negro.

Logrado el ajuste se procede al alisamiento de la estructura por su parte externa, usando para tal efecto, piedras montadas y navajas con bastante filo.

Los modelos originales de yeso, se rearticulan para hacer los ajustes oclusales necesarios, y se revisa que las prótesis se encuentren perfectamente adaptadas.

Las prótesis se pulen con manta, polvo de piedra pómez, rojo inglés, cepillo y agua, y con abrillantadores propios del fabricante del material, en este caso la casa Valplast.

Es importante mencionar que la presión que se ejerce al momento de pulido, es mayor que la aplicada a las estructuras fabricadas con polimetilmetacrilato y con intervalos más cortos.

Para enviar el trabajo al consultorio dental, es necesario colocar la prótesis en un medio húmedo (en un recipiente con agua), para que no se reseque y pierda sus propiedades, ya que por ser un polímero como el polimetilmetacrilato, sus propiedades se ven afectadas al resecarse de manera excesiva.

En el consultorio dental, antes de probar el trabajo en el paciente, se debe colocar la prótesis en agua caliente durante 1 minuto, para que el material resalte sus propiedades de flexibilidad, y para que al momento de su colocación en boca, sea más sencilla su manipulación, y no lastime al paciente.

Para el ajuste de la prótesis ya colocada en el paciente, deben revisarse los puntos de excesiva presión y lo extenso de los flancos linguales y vestibulares con una pasta indicadora de presión, así también como la oclusión correcta.

Si se tiene el equipo necesario para su ajuste, como serían fresones de acero inoxidable, piedras montadas de grano grueso, navajas y los accesorios para pulir, se pueden hacer las rectificaciones necesarias en el consultorio, de lo

contrario, se debe tomar una nueva impresión sin la prótesis, marcar las zonas que se deben aliviar, y enviar al laboratorio para que se hagan los ajustes necesarios.

NORMA No. 15 DE LA A.D.A. PARA DIENTES DE RESINA SINTÉTICA

En cuanto a la fuerza de adhesión a la base de dentaduras la norma indica que ésta no debe de ser menor que 31.0 MPa. siendo la superficie de contacto de aproximadamente 6.35mm. de diámetro. En este caso no puede ser tan fácil hacer las muestras como lo especifica la A.D.A.: el Valplast no tiene adhesión al diente de acrílico, sino sólo retención mecánica. Los dientes utilizados tienen menor superficie de contacto que las barras que pide la A.D.A. 15.

Lo que también especifica es que la carga se debe aplicar a una velocidad de 0.254 mm/minuto; lo que equivale aproximadamente a 94 kgf/minuto.

En cuanto a porosidad, la norma indica que los dientes preparados para la prueba no deben presentarla pero en este caso específico no sometimos a prueba al diente, sino a la base de dentadura.

Por otro lado la norma número 12 de la A.D.A. que habla de los materiales para bases de dentaduras, no señala nada respecto a la adhesión de dientes.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El Valplast es un material nuevo del cual no hay literatura independiente que hable de estudios hechos al material. Es por otro lado un material que se está comercializando a precio elevado y un laboratorio que no tenga el equipo comprado a Valplast. Co. no puede trabajarlo y son pocos en México

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Muchos materiales nuevos salen al mercado ofreciendo ser lo mejor, sin embargo uno como cirujano dentista debe saber a ciencia cierta las características de los materiales con los que trabaja. El Valplast es un material nuevo del cual se sabe poco más de lo que dice el fabricante, por lo que resulta interesante saber sus características bajo estudios independientes de los que exhibe el fabricante. Un aspecto importante de un material de base de dentaduras es la retención de las piezas dentales artificiales pues si el material no retiene suficientemente las piezas para ser sometidas a las fuerzas de masticación, entonces no es factible su uso

OBJETIVO GENERAL

Valorar la retención de las piezas dentales artificiales en una base de nylon y comparar la retención con una base de acrílico.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Fijar dientes artificiales a una base de acrílico.
- Fijar dientes artificiales a una base de nylon.
- Aplicar fuerza traccional y cuantificar el valor necesario para desprenderlos.
- Comparar cifras de resultados obtenidos.

HIPÓTESIS

La base de valplast opone menor resistencia al desprendimiento del diente de acrílico en comparación con la base de polimetacrilato.

MATERIALES

- 1 mufla metálica para hacer el conformador de muestras
- yeso sylky rock de Wip Mix,
- Cera rosa
- 20 caninos de acrílico de la misma marca
- Acrílico termo curable bio-tone
- Una máquina medidora para tensión
- Agua
- Una prensa
- Espátula de lecrón.
- Espátula de yesos
- Taza de hule
- 2 cartuchos de Valplast
- Máquina universal de pruebas mecánicas
- 2 mordazas

MÉTODO

Obtención de las muestras.

Para procurar un festoneado igual en todos los dientes muestra, se hizo un conformador de muestras con una mufla pequeña y yeso tipo IV. Primero se hicieron dos modelos de cera con el festoneado lo más igual posible, después se les enmufló a la mitad, a manera de hacer un molde que permitiera elaborar varios procesos de encerado. Se corrió yeso en la mitad inferior de la mufla, de manera que sólo se sumergiera la mitad longitudinal de ambas muestras en cera. Una vez fraguado se colocó un separador y se corrió la otra mitad. Cuando terminó de fraguar el molde se le hicieron unos canales en forma de V para que la cera excedente saliera u ocupara ese espacio.

Al tener terminado el molde, se procedió a hacer o encerar las siguientes 18 muestras de la siguiente manera:

Se colocaba el diente en el molde, luego se derretía cera en las dos partes (superior e inferior) y con la cera caliente se cerraba la mufla y se llevaba a la prensa; ahí se unían las dos mitades y se fusionaba la cera con la presión de la prensa.

Así, se fueron obteniendo los 20 cilindros, a los que solamente se les detalló con la espátula y con un cutter.

Después de obtenidas las muestras en cera, se mandaron al laboratorio para que 10 de ellas se hicieran en Valplast, y las otras diez en polimetilmetacrilato. Para cada material se hicieron 5 izquierdos y 5 derechos con un festoneado lo

más igual posible. Dicho festoneado procuró que el diente penetrara un milímetro. Se le especificó al laboratorista, que debía seguir el procedimiento que comúnmente es empleado para las prótesis tanto de Valplast como de acrílico.

Con anterioridad se explicó con más detalle el procedimiento del laboratorio para ambos casos, por lo que ya no se explicará aquí.

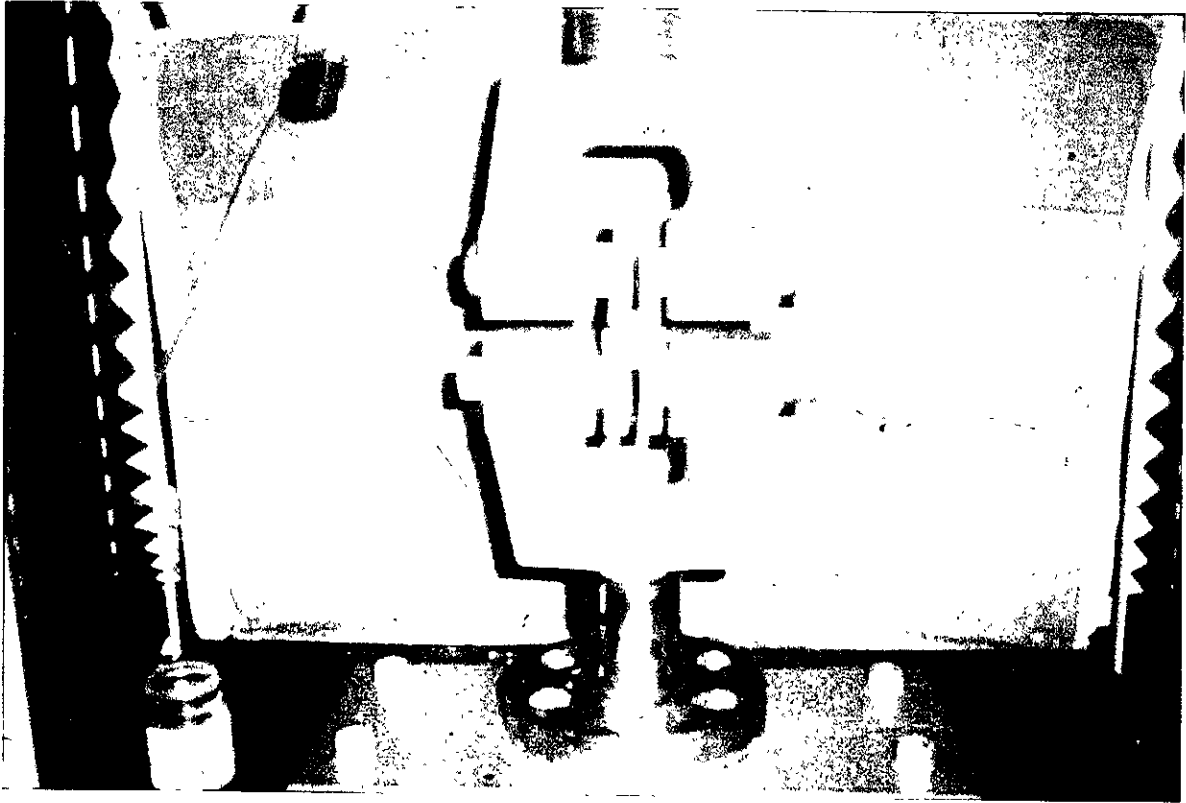
Ninguna de las muestras se sometió a un pulido profundo para facilitar la sujeción a la mordaza de la máquina universal de pruebas mecánicas como lo muestra la siguiente fotografía.

Para ambos materiales (acrílico y Valplast) se hizo el mismo tipo de retención socavando en los dientes con una fresa un canal en la base, casi conectado por los lados distales con otros pequeños conductos, haciendo casi una T.

Las muestras fueron enviadas a un laboratorio que trabaja Valplast, en donde se utilizó el procedimiento normal para hacer prótesis. Por otro lado también se hicieron las muestras de acrílico de polimetacrilato.

Una vez obtenidas las muestras se colocaron en agua donde permanecieron 4 días exactos.

Para la carga de tracción, cada muestra fue colocada en la máquina universal de pruebas de tal manera que en ningún momento se ejerciera torción durante la carga y que ambas mordazas tocaran exclusivamente: diente la superior y base la inferior. Este procedimiento se muestra en la siguiente fotografía.



Fotografía de las mordazas. La muestra se coloca de manera horizontal como se muestra aquí, entre las dos mordazas la sujetan, la de arriba sujeta al diente y la de abajo sujeta la base cilíndrica. (abajo)

Se calibró la máquina a una velocidad de carga de 0.5mm/min con una escala de carga de 50 kg.

Primero se probaron las muestras de polimetilmetacrilato (acrílico) y después las de Valplast, todas bajo las condiciones ya establecidas desde la primera sin variar la velocidad.

El papel milimetrado donde la máquina graficó tiene en total 250 mm. correspondiendo entonces a cada milímetro 0.2 kg.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en la prueba de tensión fueron los siguientes:

En los cilindros de acrílico, que se probaron primero, fueron:

Deformación	Carga	Area de Sección	Carga	Esfuerzo	Esfuerzo
	kg	m ²	N	en Pa.	en MPa
144	28.8	2.83E-05	282.528	9992384	9.992384
76	15.2	2.83E-05	149.112	5273758	5.273758
117	23.5	2.83E-05	230.535	8153508	8.153508
117	23.4	2.83E-05	229.554	8118812	8.118812
74	14.3	2.83E-05	140.087	4954557	4.954557
121	24.2	2.83E-05	237.402	8396378	8.396378
22 6	22.6	2.83E-05	221.706	7841246	7.841246
122	24.3	2.83E-05	238.383	8431074	8.431074
63.5	12.7	2.83E-05	124.587	4406364	4.406364
72	14.4	2.83E-05	141.264	4996192	4.996192

En los cilindros de Valplast se obtuvieron los siguientes resultados:

Deformación	Carga	Area de Sección	Carga	Esfuerzo	Esfuerzo
	Kg	m ²	N	en Pa	en MPa
93	18 6	2.83E-05	182.466	6.45E+06	6.45E+00
90	18	2.83E-05	176.58	6.25E+06	6.25E+00
109	21.8	2.83E-05	213.858	7.56E+06	7.56E+00
94	18.8	2.83E-05	184.428	6.52E+06	6.52E+00
74.4	14.8	2.83E-05	145.188	5.13E+06	5.13E+00
78 5	15.7	2.83E-05	154.017	5.45E+06	5.45E+00
82.5	15.7	2.83E-05	154.017	5.45E+06	5.45E+00
88	17.6	2.83E-05	172.656	6.11E+06	6.11E+00
93.5	18.7	2.83E-05	183.447	6.49E+06	6.49E+00
98	19.6	2.83E-05	192.276	6.80E+06	6.80E+00

Mediante la fórmula de la elipse se sacó una aproximación del área de la parte del diente de acrílico que penetró en la base de ambos materiales.

Se obtuvo un área aproximadamente de 2.83E-05 que es menor que el área real. Esto se hizo así por no tener en las muestras el área requerida para compararla con la norma 15 de la A.D.A.

El dato del área era necesario para poder pasarlo a Megapascuales (MPa) porque la fórmula para esta conversión es:

$$\sigma[\text{Pa}] = \frac{F[\text{N}]}{A[\text{m}^2]}$$

Donde σ es el esfuerzo y se mide en Pascales, F equivale a la carga en kilogramos usados para desprender los dientes de cada cilindro expresado en newtons y por último A equivale al área de la sección tomada de la superficie de la cara inferior del diente de acrílico manifestada en M^2 .

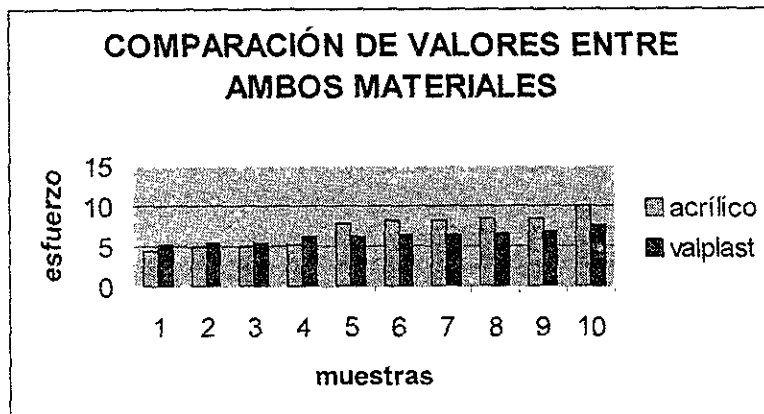
Siguiendo con esto entonces se obtuvo de los cilindros los resultados de la quinta columna en ambas tablas que por último fueron convertidos a Mega Pascales multiplicando dichos resultados por un millón.

Nota: De acuerdo con la primera ley de Newton, una carga P es igual a (mxa). Donde P es una carga medida en Newtons*, m es igual a masa en Kg y a es igual a aceleración.

*De acuerdo con lo anterior, un Newton = $1\text{kg}\cdot\text{m}/\text{seg}^2$ o también se sabe que un kilogramo fuerza equivale a 9.81 N.

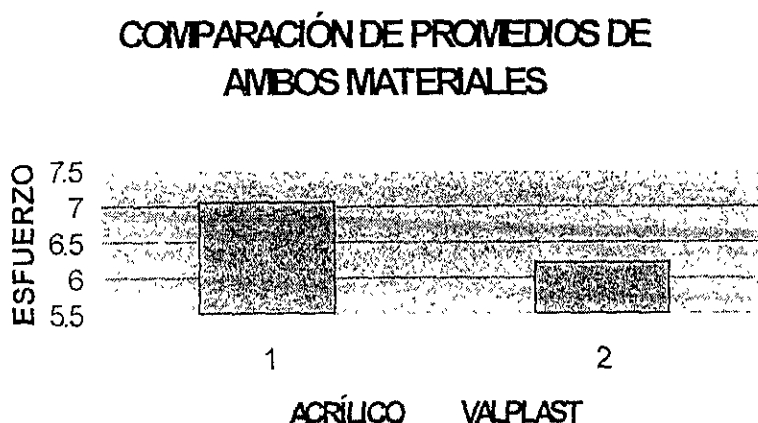
Unidad de esfuerzo o presión: Cuando una carga (medida en N) se aplica a un cuerpo, ésta tiende a deformarlo, pero cada una de las partículas oponen resistencia a esa deformación. La medida en que una de esas partículas resiste parte de esa carga se conoce como esfuerzo. La magnitud de éste dependerá del número de partículas que se reparten la carga, esto se logra repartiendo la carga en un área. Lo que correspondería a la 5ª. y 6ª. columnas de las pasadas tablas

La siguiente gráfica muestra los resultados obtenidos para cada una de las muestras; en el caso del acrílico el color es gris y en el caso del Valplast el color es negro.



En esta gráfica podemos comparar los valores para cada muestra

Para el acrílico se obtuvo un promedio de esfuerzo de 7.0564273 MPa, y para el Valplast se obtuvo 6.221 MPa. En la siguiente gráfica se observa una comparación de ambos promedios. Cabe aclarar que los valores de esfuerzo están en MPa y no comienzan desde 0, sino desde 5.5.



CONCLUSIÓN

El Valplast es un material que aunque no tiene adhesión química presentó una buena resistencia al desprendimiento del diente de acrílico.

En comparación con los resultados obtenidos con la base de acrílico, opuso menor resistencia al desprendimiento del diente.

Aunque esta prueba no se hizo de acuerdo a la norma 15 de la A.D.A., los resultados obtenidos nos permitieron hacer comparaciones en cuanto a promedios obtenidos entre ambos materiales (Valplast y polimetilmetacrilato).

DISCUSIÓN

La resina 110n es la resina más actual en promoción por parte de la casa Valplast, y presume ser mejor que todas sus antecesoras: por otro lado, se conocen pocos estudios de ésta. Se sabe de un estudio, el más reciente, publicado en el 97 que recomienda el uso del valplast en aquellos pacientes que presenten alergias con el acrílico. Por otro lado el fabricante muestra un estudio de la universidad de Berlín en el que se analizaron sus propiedades físicas. Dicho estudio se hizo en el año de 1991. Existen también pocos estudios clínicos y de laboratorio de las otras resinas utilizadas anteriormente por la casa Valplast, por ejemplo, en el estudio de las 36 dentaduras, se utilizó la resina 100M.

La falta de datos de estudios clínicos independientes o no otorgados solo por el fabricante nos lleva a pensar que puede ser un buen material para base de dentaduras, pero no se le puede recomendar abiertamente por no conocer sus capacidades y dificultades a ciencia cierta. Se debe someter a estudios clínicos más largos y más detallados por ser una resina nueva.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Ballado Nava Humberto; trabajo expuesto en el IX congreso internacional de la Prótesis bucal, Prótesis parcial removible flexible sin metal, 1997
- 2) Mattehew, E., and Smith, D.C.; Nylon as dentadure base material; Br Dent J 98; 1955
- 3) Watt. D.F.; Clinica assessment of nylon as a partial dentadure base material, Br. Journal, 1995.
- 4) www.lib.umich.edo/libhome/dentistry.lib/dentaltables/elasmod.html
- 5) www.infoplease.com/ceSCE054339.html
- 6) nautarch.tamu.edo/class/ANTH605/file2.html
- 7) Valplast.com
- 8) Porcelanas de México, Folleto; Lo sobresaliente de nuestro producto, su hustoria y su lugar en la industria dental.
- 9) Kirk- Chimer; Encyclopedia of Chemical Tecnology; Vol. 19, 4ª edición; Editorial Wiley interscience.
- 10) Phillips; La ciencia de los materiales dentales de Skinner; 9ª. Edición, Editorial intaramericana McGraw-Hill.