



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES
ZARAGOZA**

MATERIALES DENTALES EN PRÓTESIS TOTAL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

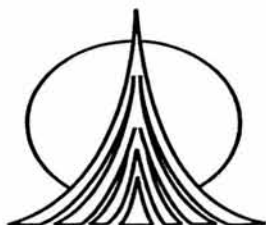
CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A N:

OLGA HERNÁNDEZ LOYOLA

ORALIA ROJO ESTRADA

DIRECTOR: C.D. GERMAN VALLIN LUGO



MÉXICO D.F.

MAYO 2003



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.

DEDICATORIAS

A MIS PADRES

Con todo cariño, a la memoria de mi padre, **Tranquilino Hernández Herrera**, que gracias a su ejemplo, apoyo y consejos he culminado una etapa muy importante de mi vida.

A mi madre, **Rosario Loyola Jiménez**, porque me dio ternura, amor y comprensión en todo momento y es un aliciente para la culminación de mi carrera profesional.

A MI ESPOSO

Antonio, a ti, por compartir experiencias y siempre estar conmigo de manera incondicional.

A MIS HERMANOS

Por darme fortaleza en la realización de mis estudios.

A todos ustedes con mucho cariño les dedico esta **Tesis**, mi mayor agradecimiento, los quiero mucho.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres.
Por darme la vida, su amor y
Motivarme día con día a terminar
Mi carrera.

A mis hermanos.
Por su apoyo moral y
Sobre todo por creer en mí.

A mi esposo e hijos.
Por su ayuda y colaboración,
Que fue elemental en la elaboración
de esta tesis.

Al jurado por su
Valiosa colaboración y tolerancia

Dr. Germán Vallín Lugo.

Dra. Ana María Flores Morales

INDICE

<i>CONTENIDO</i>	<i>PÁGINA</i>
Introducción. - - - - -	1
Justificación. - - - - -	2
Planteamiento del problema. - - - - -	3
MARCO TEÓRICO	
Clasificación de los materiales dentales. - - - - -	4
PROPIEDADES GENERALES DE LOS MATERIALES DENTALES	
Características de los materiales dentales. - - - - -	5
Propiedades de los materiales dentales. - - - - -	5
Mecánicas. - - - - -	7
Reológicas. - - - - -	13
Térmicas. - - - - -	15
Químicas. - - - - -	16
Biológicas. - - - - -	17
Físicas. - - - - -	18
MATERIALES DE IMPRESION	
Alginato. - - - - -	19
Modelina. - - - - -	28
Pasta zinquenólica. - - - - -	32
Hules de polisulfuro. - - - - -	37
MATERIALES DE VACIADO	
Yeso piedra. - - - - -	42
Yeso paris - - - - -	49

MATERIALES DE REGISTRO

Ceras - - - - -	53
Materiales para base de dentaduras. - - - - -	57

MATERIALES DE BASE

Química de las resinas sintéticas.- - - - -	67
Resinas para bases de prótesis. - - - - -	78
Consideraciones Técnicas. - - - - -	86
Valplast. - - - - -	95

DIENTES

Porcelana. - - - - -	103
Acrílico. - - - - -	113

OBJETIVOS

Objetivo General. - - - - -	119
Objetivos Específicos. - - - - -	119
Metodología. - - - - -	119
Recursos. - - - - -	119
Conclusión. - - - - -	119
Propuesta. - - - - -	120

REFERENCIAS

Bibliografías. - - - - -	121
--------------------------	-----

INTRODUCCION

En esta tesis se describen los antecedentes de la ciencia de los materiales dentales, así como su importancia y sus adelantos en algunas categorías que determinan sus propiedades de los materiales dentales, su importancia que tienen en la clínica y formular la especificación de los mismos.

En esta tesis, se describen los requisitos necesarios y los nombres de los productos dentales indispensables para la elaboración de una prótesis dental.

Así como los materiales dentales, el tipo de instrumentos que se necesitan para una buena manipulación de los mismos y que función tiene cada uno de ellos.

También los fabricantes nos indican que tipo de material se utiliza y para que sirve, almacenamiento y su caducidad. La labor realizada sobre estos productos se considera que algunos son fármacos o de tratamiento de prevención o apósitos, el odontólogo debe seleccionar los materiales que son nuevos como el Valplast, el mercado ofrece gran variedad y pueda así llevar a cabo una buena selección del material a utilizar. Por otro lado se informa que los laboratorios controlan la producción de los artículos y las formulas de los productos.

Los materiales comerciales que el odontólogo usa en la actualidad analizando las propiedades y el comportamiento en la práctica dental moderna.

En esta tesis se incluye solo materiales usados en odontología que son los que se emplean en impresiones de prótesis totales. Como son bases, materiales de registro materiales de vaciado y dientes. El objetivo principal de este estudio es dar a conocer los nombres de los materiales más recientes usados en prostodoncia, describir su química y manipulación de los siguientes materiales que son: productos del yeso, modelina, pasta zinquenolica, hules de polisulfuros, alginato, ceras, acrílicos, porcelana, resina y valplast.

Las resinas sintéticas se presentan en diferentes tipos de polímeros que se utilizan en aparatos o restauraciones dentales.

En esta tesis el odontólogo debe analizar y seleccionar correctamente el material que se puede utilizar, para una prostodoncia total. (1,2,3,5).

JUSTIFICACION

Los materiales dentales de uso cotidiano, en prostodoncia total, son rígidos y semi rígidos se determinarán todas sus propiedades, hasta las más simples como resistencia o dureza, tomando en cuenta éstas propiedades el dentista de práctica general o especialista en prostodoncia, pueda hacer la mejor elección, obteniendo así buenos resultados en cuanto a impresiones y modelos de estudio se refiere.

Es importante tomar en cuenta las indicaciones que recomienda el fabricante.

Como son: tiempo de almacenamiento, dosis, manipulación, tiempo de fraguado, temperatura y polimerización. Si se toma muy en cuenta lo antes mencionado, veremos que un material fraguado y polimerizado nos indicará idoneidad de un producto para cualquier aplicación.

En el presente estudio, se describen las comparaciones de diferentes materiales para la toma de impresiones, usando diferentes tipos de cubetas o cucharillas.

Con los resultados obtenidos el odontólogo hará las mejores elecciones.

Se busca también encontrar tipos de materiales que difieran de los comunes para brindarle al paciente mayor comodidad y confort, pasando así de las bases rígidas de prótesis total y parcial removible a bases semi rígidas o flexibles (VALPLAST).

Pensando también en la comodidad del paciente que de alguna manera tiene que usar prótesis total o removible.

Esta investigación esta encaminada hacia la búsqueda de los mejores materiales así los innovadores que brinden mas y mejores ventajas en su uso estabilidad y resistencia, para su comodidad. (5,6,4 Y 12).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Cuáles son los materiales idóneos que deberán utilizarse para las impresiones de los modelos que se necesitan para realizar prótesis total, y cuales son los materiales más recomendables para las bases de prótesis total?

Para brindarle al paciente mas y mejor estabilidad en el uso de estas prótesis.

MARCO TEORICO

CLASIFICACION DE LOS MATERIALES DENTALES

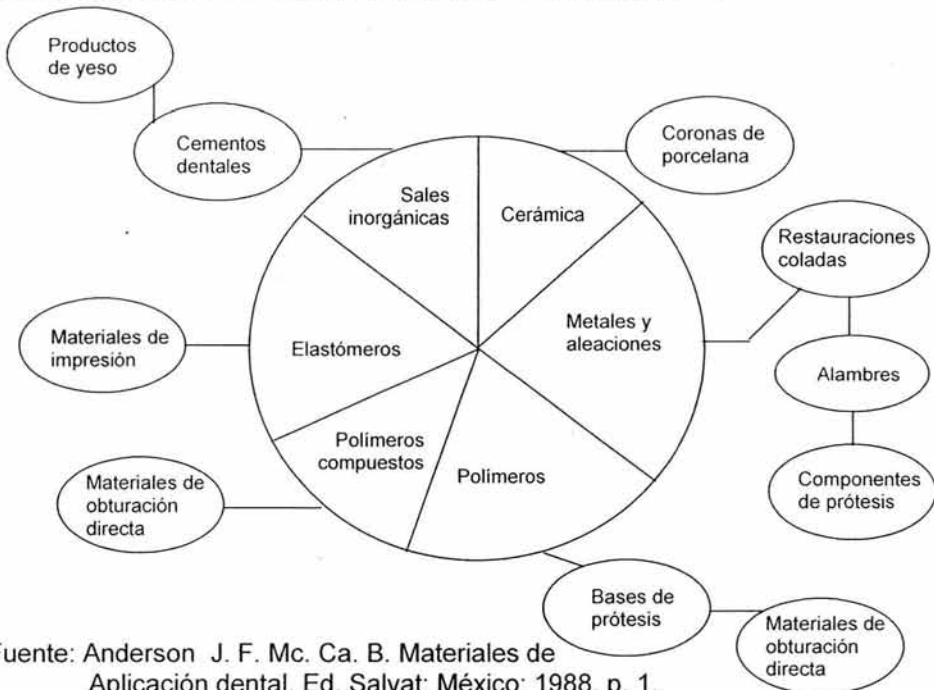
El estudio de la composición y de las propiedades de los materiales y las formas en que interaccionan con el medio ambiente en el que están situados, de esta forma, puede emprenderse con confianza la decisión de selección de materiales a utilizar en cada caso.

El éxito o el fracaso de muchas formas de tratamiento, depende de la correcta selección de materiales con las cualidades precisas y una cuidadosa manipulación.

Los materiales de uso común son los polímeros rígidos, metales, aleaciones, cerámicas, sales inorgánicas y materiales de composité.

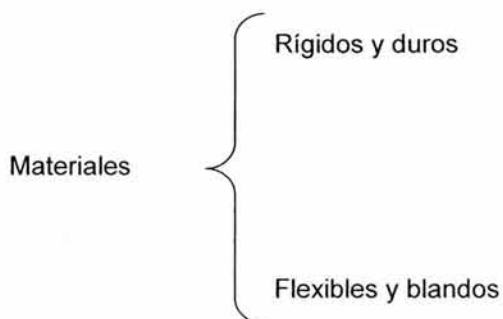
Fig. No. 1

En la presente clasificación, se engloban una gran variación de propiedades en los materiales rígidos y duros; flexibles y blandos. Sin dejar de tomar en cuenta las condiciones ambientales y variaciones de acidez y alcalinidad así como sobrecargas que afectan la durabilidad del material. (1,3,4 y 7)



Fuente: Anderson J. F. Mc. Ca. B. Materiales de Aplicación dental. Ed. Salvat; México: 1988, p. 1.

CARACTERISTICAS DE LOS MATERIALES DENTALES



PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DENTALES

Existen varios ensayos, que se utilizan para evaluar los materiales dentales, implican la determinación de propiedades simples como la resistencia a la compresión o la dureza que han mostrado para correlacionarse con el comportamiento clínico.

Los fabricantes producen materiales que tienen un comportamiento óptimo y este es demostrado en sus programas de control de calidad y ensayos clínicos, sin embargo ciertos productos se deterioran durante su almacenamiento y su comportamiento puede ser deficiente. A esto se le llama "vida de almacenamiento limitada".

MEZCLA Y MANIPULACION Y FRAGUADO

Estas propiedades se consideran en conjunto, dado que se modifican en función del tiempo, durante el fraguado.

Cuando dos o mas materiales fraguan por reacción química es esencial la mezcla para obtener una distribución homogénea donde la facilidad del mezclado depende de factores como, la afinidad química de los componentes como: viscosidad, fraguado, temperatura ambiente, método de distribución y mezclado.

Existen varios métodos de dispensación, algunos requieren la mezcla de componentes en polvo y en líquido, otros la mezcla de dos pastas, el fabricante suele ofrecer un buen contraste de colores entre las pastas y puede saberse cuando se alcanza una mezcla adecuada de los dos componentes y cuando se obtiene un color homogéneo sin rayas. Si se mezcla polvo y líquido o pasta u líquido, la mezcla que se obtiene es menos cierta.

En muchos casos el material o los materiales, deben estar en forma relativamente líquida al introducirlos a la boca del paciente y deben fraguar con rapidez pasando a un estado rígido o gomoso. Desde el inicio de la mezcla, se consideran **dos tiempos** que tienen una notable influencia en la tolerancia de los materiales. El primer tiempo es el tiempo de trabajo definido como "el tiempo disponible para mezclar y manipular el material "esto es que el material de impresión debe llevarse a la boca antes de que termine el tiempo de fraguado.

El segundo tiempo. Es el que caracteriza al fraguado y es precisamente el tiempo de fraguado, es arbitrario dado que se define como el tiempo que tarda el material en alcanzar cierto nivel de elasticidad o rigidez.

Las propiedades del material fraguado, son las que indican la idoneidad de un producto para cualquier aplicación, éstas pueden dividirse en las siguientes categorías: (1,5,7,8,9 y 10)

Propiedades mecánicas.

Propiedades de fatiga.

Propiedades térmicas.

Propiedades químicas.

Propiedades biológicas.

Propiedades físicas.

Propiedades reológicas.

PROPIEDADES MECANICAS

La mayoría de los materiales dentales, utilizados en odontología, tienen un mínimo de requisitos de propiedades mecánicas, es decir ciertos materiales deben tener la suficiente resistencia para soportar las fuerzas de la masticación, sin fracturarse.

Otros deben ser bastante rígidos para no deformarse en situaciones de carga.

Estas propiedades se caracterizan por la relación TENSION DEFORMACION. Donde la tensión se da cuando se aplica una fuerza externa a un cuerpo o muestra de material ensayado; se crea en el cuerpo una fuerza interna, igual en magnitud pero en dirección opuesta. La compresión simple o tensión, se expresa de la forma siguiente:

$$\text{Tensión} = F/A$$

F es la fuerza aplicada.

A es el área transversal.

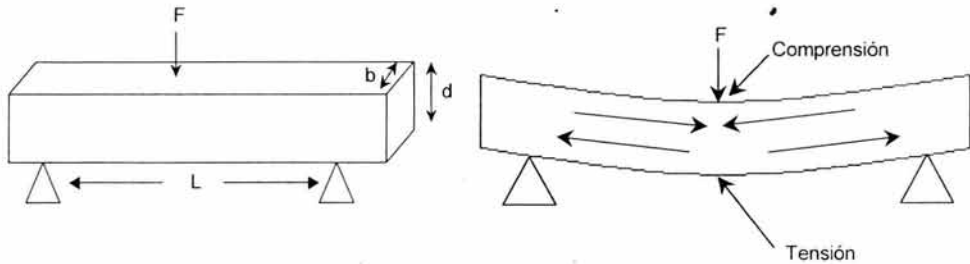
La tensión que se opone a una fuerza de compresión, se denomina "tensión de compresión simple o tensión de tracción.

La tensión de tracción y la de compresión, junto con la tangencial, son ejemplos de tensiones y su unidad es el pascal (PA). Es la unidad de tensión resultante de la acción de una fuerza de un newtonio (N) que actúa sobre una superficie de 1 M².

Un método comúnmente utilizado, en materiales dentales es el de flexión en tres puntos o también llamado puerta transversal.

Fig. No. 2

La figura núm. 2 muestra una prueba de flexión en tres puntos o ensayo transversal. La flexión de la barra, introduce tensiones de tracción y compresión cuando se aplica una fuerza externa al punto medio de la barra analizada, las tensiones pueden resolverse de la forma siguiente:



Fuente: Anderson J. F. Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental.
Ed Salvat; México: 1988, p.8

$$\text{Tensión} = \frac{3FL}{2bd^2}$$

L = es la distancia entre los puntos de apoyo. b = es el ancho de la muestra.

d = es su profundidad

Tensión resistencia.- Existe un límite para el valor de la fuerza aplicada que un cuerpo o una muestra de material puede soportar sin fracturarse. La tensión de fractura es entonces, "La resistencia de un material".

La deformación da como resultado un cambio en la dimensión de un cuerpo y el valor numérico de la deformación esta dada por la siguiente expresión:

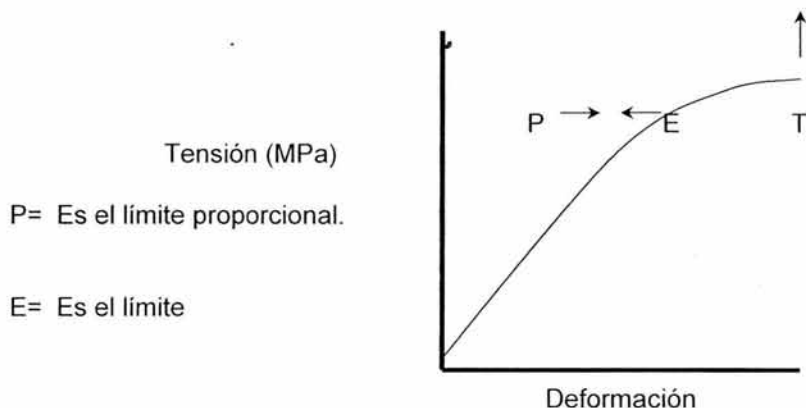
$$\text{Deformación} = \frac{\text{Cambio de longitud}}{\text{Longitud original}}$$

La deformación que no tiene dimensiones físicas, se considera como medida de cambio y entonces la deformación puede ser recuperada es decir, el material volverá a su longitud original después de retirar la fuerza aplicada o bien el material permanecerá deformado.

El grado de recuperación de la deformación, esta en función de las propiedades elásticas de los materiales.

La relación entre la tensión y la deformación, se utilizan para caracterizar las propiedades mecánicas de los materiales, estos datos se obtienen utilizando una máquina de ensayos mecánicos.

Fig. No. 3 La gráfica número 3 muestra la relación tensión deformación.



Fuente: Anderson J. F. Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat; México:1988,p. 9.

Por lo tanto, si un material tiene un elevado valor de límite proporcional ello nos indica que una muestra del material soportará la tensión aplicada, sin sufrir deformación permanente.

Un material como la aleación de cromo cobalto que tiene un valor tan elevado del límite proporcional, es adecuado para esta aplicación porque puede soportar tensiones elevadas sin distorsionarse de modo permanente.

El valor de la deformación entre los puntos E y T indica el grado de deformación permanente que puede aplicarse en un material, hasta el punto de fractura .

Los ensayos de tracción nos indican DUCTIBILIDAD; y los de compresión indican MALEABILIDAD.

Entonces un material dúctil, puede ser doblado o estirado en gran medida sin fracturarse y un material maleable puede golpearse hasta formar una hoja plana.

Se utiliza la maleabilidad del acero inoxidable, cuando se elabora una dentadura por la técnica del forjado.

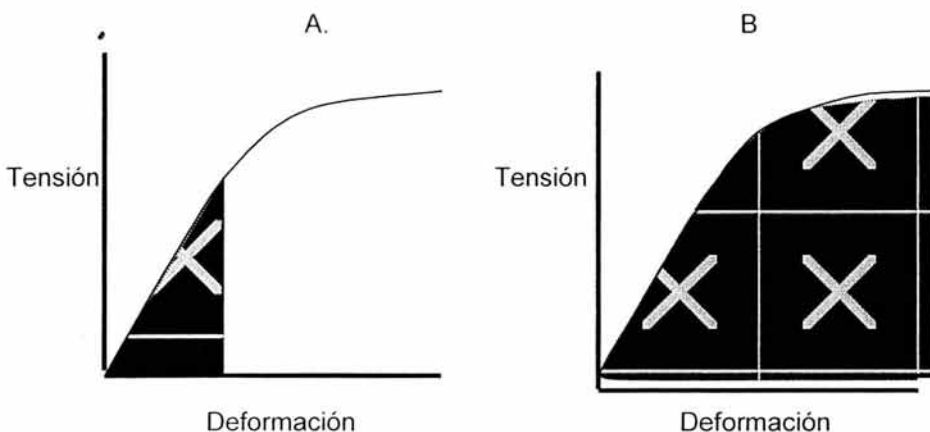
La elasticidad se define como: energía absorbida por un material que esta sufriendo deformación elástica, hasta el límite elástico.

Un elevado valor de elasticidad es un parámetro utilizado para caracterizar a los elastómeros, materiales que pueden ser usados como almohadillas para una BASE DURA DE PROTESIS ya que son capaces de absorber cantidades de energía, sin sufrir deformación permanente.

La energía se almacena y se libera cuando el material vuelve a adoptar su forma original después de quitar la tensión aplicada.

Fig. No. 4

El área bajo la gráfica tensión-deformación, puede utilizarse para calcular la elasticidad a), o bien la b) dureza.



Fuente: Anderson. J. F. Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental. Ed Salvat; México: 1988, p. 10

Área sombreada = Elasticidad

Área sombreada = Dureza.

El área total bajo la curva de tensión-deformación, indica la dureza medida en unidades de energía y se define como: "la cantidad total de energía que un material puede absorber hasta llegar al punto de fractura".

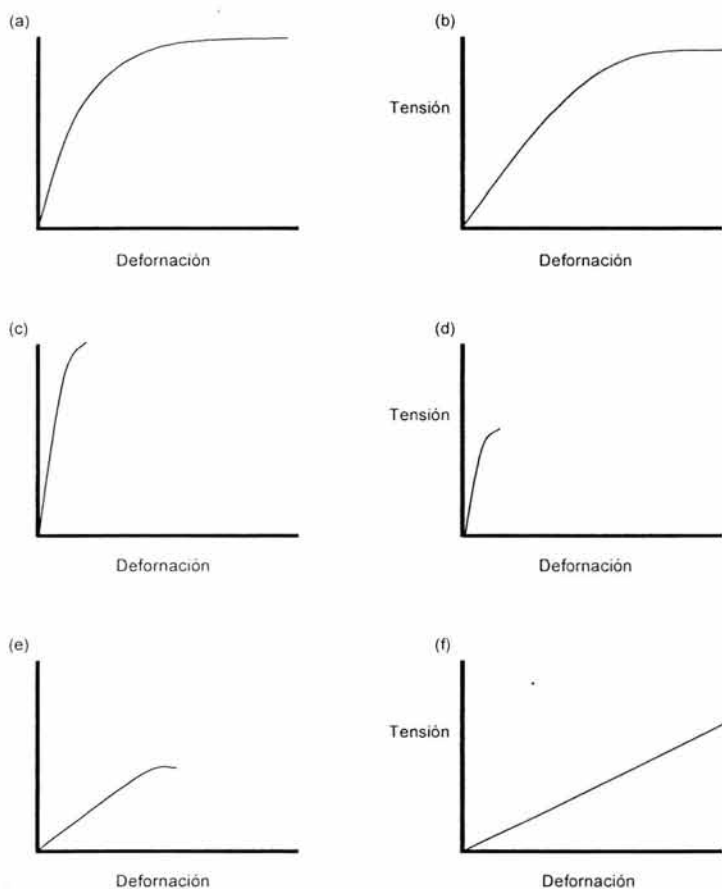
Cuando un material absorbe grandes cantidades de energía se le denomina

Material duro.- Lo contrario a la dureza es la fragilidad, siendo ésta una importante propiedad de los materiales dentales.

Cuando la tensión se aplica rápidamente a ello se le denomina "prueba de impacto", propiedad práctica e importante que se obtiene es "la resistencia al impacto". Es importante para los materiales de acrílico, para las bases de prótesis, con tendencia a fracturarse, si se cae accidentalmente sobre una superficie dura.

Fig. No. 5

Seis tipos de diferentes gráficas de tensión–deformación, pueden utilizarse para caracterizar materiales de la siguiente forma:



Fuente: Anderson F. J. Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental.
Ed. Salvat; México: 1988, p. 12

- | | |
|---------------------------------------|---------------------------|
| a) Rígido, resistente tenaz y dúctil. | b) Flexible, tenaz. |
| c) Rígido, resistente, frágil. | d) Rígido, débil, frágil. |
| e) Flexible, débil, frágil. | f) Flexible, elástico. |

Propiedades de fatiga.- Se da por, tensiones intermitentes durante un largo tiempo, posiblemente muchos años se empieza con la formación de microgrietas en la superficie, producidas por la concentración de tensión en un defecto de superficie o bien debido a la forma de la restauración de la prótesis. Esta grieta se propaga lentamente hasta que se produce la fractura, suele suceder que la fractura final se produce en un nivel de tensión bastante bajo suceso que sorprende a los pacientes, que se quejan de que la fractura de su prótesis, se produjo al morder alimento blando.

Elasticidad y viscosidad.- Se define, en términos de la capacidad de material de sufrir una "recuperación elástica completa inmediatamente después de retirar la carga aplicada se dice que es" elástico "Si la recuperación es lenta o queda cierto grado de deformación permanente, se dice que el material es "viscoelástico".

Para explicar el comportamiento viscoelástico de los materiales , pueden utilizarse modelos con muelles y amortiguadores.

Cuando un muelle que representa un material elástico se fija en un extremo y se aplica una carga en el otro, se extiende en el mismo instante; al retirar la carga recupera de forma inmediata su longitud original.

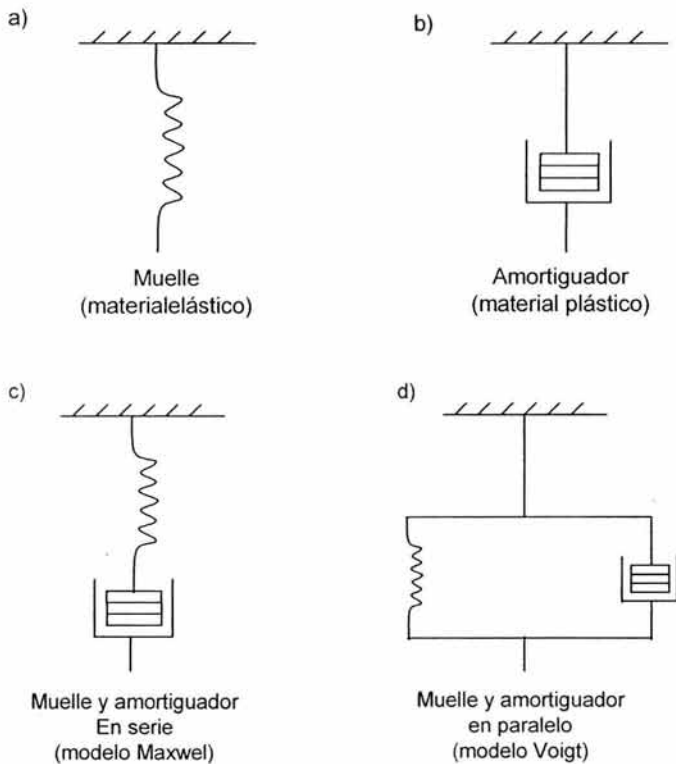
Los materiales que se comportan como muelles y amortiguados en paralelo, la aplicación de una carga produce la lenta abertura del muelle bajo el efecto de frenado del amortiguador, después de eliminar la carga, el amortiguador y el muelle recuperan lentamente su estado original, bajo la influencia del muelle y el frenado del amortiguador. El tiempo que tarda en recuperarse esta en función de la carga aplicada y del tiempo de aplicación de la carga.

Muchos materiales viscoelásticos utilizados en odontología, se comportan como una combinación del modelo de Voigth y de Maxwell.

Fig. No. 6

Modelos utilizados para representar:

Materiales elasticos. b) Materiales plasticos. c) y d) Materiales viscoelásticos



Fuente: Anderson J. F. Mc.Ca.B. Materiales de aplicación dental. Ed.

Salvat; México: 1988,p. 14

El tipo de comportamiento tiene un importante significado práctico para muchos materiales dentales y en especial para los materiales de **impresión elásticos**. Todos estos son viscoelásticos en cierto grado y pueden deformarse cuando se quitan las zonas retentivas. La deformación permanente depende de la carga aplicada, que en este caso esta en función de la fuerza necesaria para retirar la impresión de la boca y del tiempo durante el que se aplica la magnitud de la fuerza y esta dada por la elasticidad del material, su espesor y la severidad de las zonas retentivas. (1,4,7, 11,12 y 13)

PROPIEDADES REOLÓGICAS

La reología es el estudio del flujo o deformación de los materiales, y se aplica tanto a sólidos como líquidos, en sólidos o elastómeros implica el uso de las teorías de elasticidad y viscoelasticidad, mencionadas anteriormente.

Estas propiedades son la medición de la viscosidad y la determinación de la forma en que ésta varía la relación al desplazamiento y el tiempo. Para caracterizar mejor estas propiedades, se obtienen por referencia a la ecuación siguiente.

$$\text{Tensión de desplazamiento} = K (\text{tasa desplazamiento})^n$$

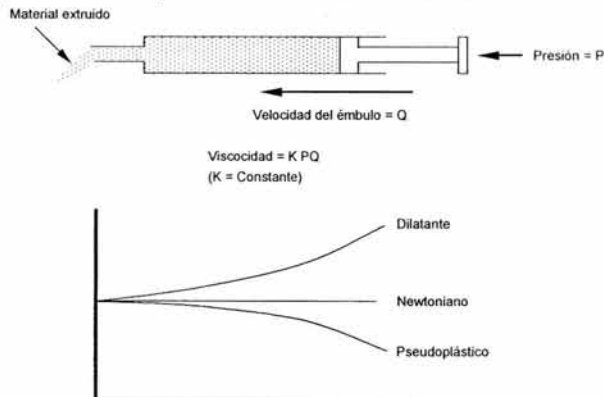
Donde K y n son constantes y la constante n, se denomina **índice de flujo**; la tensión de desplazamiento es directamente proporcional a la tasa de desplazamiento y la viscosidad del material es constante e independiente de la tasa de desplazamiento.

Los materiales que se comportan de esta forma, se denominan líquidos newtonianos.

Cuando el índice de flujo es inferior a la unidad, un aumento en la tasa de desplazamiento produce un aumento inferior al proporcionado en la tensión de desplazamiento; a los materiales que se comportan de esta manera se les denomina **pseudoplásticos**.

Cuando el valor del índice de flujos mayor que la unidad, un aumento en la tasa de desplazamiento produce un aumento proporcional en la tensión de desplazamiento, aumentando así la viscosidad y a estos materiales se le conoce como **dilatantes**.

Fig. No. 7 La figura núm. 7 muestra las propiedades reológicas de los líquidos, pastas representadas por la extracción de materiales en una jeringa



Fuente: Anderson J F: Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat; México: 1988, p.17.

Las propiedades reológicas son importantes en muchos materiales ya que controlan la facilidad de uso.

La viscosidad de los materiales es dependiente de la temperatura y un aumento de la misma genera una reducción de la viscosidad.

Relación entre la viscosidad y el tiempo (tiempo de trabajo y tiempo de fraguado).- Los materiales odontológicos de la mezcla de dos componentes, iniciando así una reacción química y por lo tanto produciendo un cambio, de estado líquido a un estado rígido o elastómero.

La viscosidad inicial determina a menudo su facilidad de manejo. Y la velocidad de aumento de viscosidad en función del tiempo, tiene la misma importancia.

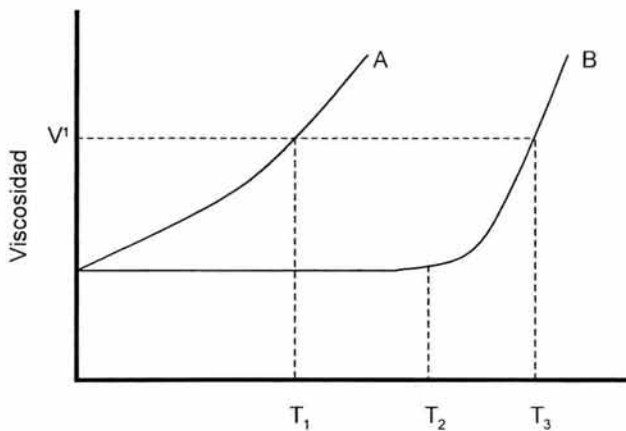
Tiempo de trabajo se define como: Tiempo necesario para alcanzar el punto de viscosidad de un material.

Fig. No. 8

Muestra la viscosidad sobre tiempo de fraguado de un material por reacción química (curva a).

La curva B muestra un material cuya viscosidad no empieza a aumentar si no hasta el tiempo T_2 , y la viscosidad no alcanza V_1 hasta el tiempo T_3 , es entonces el tiempo de trabajo de este material considerablemente mas largo que el material A. La curva indica que la reacción química, tiene un tiempo de inducción propiciado por retardadores químicos para prolongar el tiempo de trabajo.

Tiempo de fraguado: Se define como tiempo que tarda el material en alcanzar su estado fragual final o en desarrollar propiedades adecuadas para su aplicación.



Fuente: Anderson J. F. Mc. Ca.B. Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat. México: 1988, p. 19.

Aumento de la viscosidad con el tiempo, para dos materiales durante el fraguado. El material B tiene un periodo de inducción, durante el cual no se modifica la viscosidad. (1,2,8 y 14)

PROPIEDADES TERMICAS

En cavidad oral existen temperaturas que varían debido a la ingestión de alimentos y bebidas calientes o frías, se aprecian aumentos mas localizados a causa de la naturaleza y muy exotérmica de las reacciones de fraguado de ciertos materiales.

Los tejidos duros de dientes sanos, son térmoislantes relativamente buenos, es por eso que los materiales utilizados para restaurar dientes, ofrezcan un grado similar de aislamiento y un mayor aumento de temperatura cuando fragua "in situ". Otra consecuencia en el cambio térmico es el cambio dimensional donde los materiales suelen dilatarse al calentarlos; y contraerse al enfriarlos.

La conductividad térmica se define como: el flujo de calor por unidad de gradiente de temperatura, los mejores materiales tienen un valor alto de conductividad.

La conductividad térmica es una propiedad de equilibrio. Las reacciones de muchos materiales dentales, requieren la mezcla de dos o mas componentes seguidos de fraguado y esta se produce a menudo "in situ" y es frecuente que la reacción química que se produce durante el fraguado sea de naturaleza exotérmica.

El coeficiente de expansión térmica, se define como: el aumento fraccional en longitud de un cuerpo, por cada grado centígrado de temperatura en aumento .

Para ejemplificar las propiedades térmicas, se da la siguiente ecuación:

$$\alpha = \frac{\Delta L/L_0}{\Delta T} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$$

donde el coeficiente alfa, se define en términos del cambio de longitud ΔL , la longitud original L_0 y cambio de temperatura ΔT .

Los valores de alfa son muy pequeños y se representan en (p.p.m.). Propiedad importante para los materiales de obturación. Cuando el paciente toma una bebida fría, el material de obturación y la sustancia dental se contraen.

La adherencia es otra propiedad de los materiales de obturación como los cementos y los selladores de fisuras; la adhesión es la unión de dos superficies, por ejemplo un adhesivo se utiliza para unir dentina y oro.

La adherencia se consigue por dos mecanismos:

Fijación mecánica o adherencia química y Fijación micromecánica. (1,4 y 7)

PROPIEDADES QUIMICAS

Las propiedades químicas, determinan la durabilidad del material en la boca, por medio de la estabilidad química.

Solubilidad y corrosión. La solubilidad de un material es el grado en que se disuelve en un líquido determinado. La corrosión es un proceso químico de disolución con una suave acción mecánica y en consecuencia la capa superficial se vuelve blanda y socavada por disolución. Propiedades muy importantes para los materiales de restauración. El Ph de los líquidos puede variar de 4 a 8.5, nos da un valor de levemente ácido a levemente alcalino. Cuando estos valores se alteran, el daño que ocasiona es una erosión. Los materiales en un medio acuoso absorben agua por medio de un proceso llamado difusión entonces un material en boca puede perderse en los líquidos orales por el mismo proceso y a este cambio se le llama "lixiviación", este cambio puede tener consecuencias graves si el material contiene componentes tóxicos o irritantes. Algunos polímeros que se usan para almohadilla de prótesis, por la presencia de grandes cantidades de plastificante para conseguir su blandura, tienen una lixiviación. Corrosión. Es la reactividad química de metales y aleaciones y su principal requisito es que tenga una buena resistencia a la corrosión.

La tendencia de corrosión de metal, puede predecirse por su potencial de electrodos los materiales con grandes valores de electrodos de potencial negativo son más reactivos, mientras que los que tienen valores más positivos son mucho menos reactivos y a menudo se denominan "metales nobles". (1 y 8)

PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Es importante que cualquier material dental sea inofensivo, para el paciente y para las personas implicadas en su fabricación y manipulación.

Los materiales que se colocan en boca no deben ser tóxicos ni irritantes, no tener efectos carcinógenos o potenciales alérgicos, si se utilizan como material de obturación

Deben ser inofensivos para la pulpa .

La evaluación biológica se lleva a cabo por tres niveles :

En el primero se efectúan pruebas clasificadoras simples para evaluar la toxicidad sistémica aguda, potencial de irritación y potencial carcinógeno .

En el segundo nivel, las pruebas incluyen ensayos de uso limitado en animales de experimento, para evaluar materiales de obturación, se colocan restauraciones en dientes de monos o hurones, si las pruebas del primero y segundo nivel son satisfactorias, pueden pasar al tercer nivel.

Y aquí se hace la prueba directa controlada en pacientes voluntarios.

El efecto de los materiales sobre los odontólogos, ayudantes de clínica y técnicos implicados en su manipulación es un tema muy importante.

Los materiales están en su estado mas reactivos y potencialmente dañinos, durante la mezcla y la manipulación; además el personal dental puede estar expuesto a los materiales durante largos periodos de tiempo. Por ejemplo se sabe que el mercurio tiene ciertos efectos tóxicos y el mecanismo mas potente de incorporación de del mercurio al cuerpo es por inhalación de vapores. Un paciente debe pasar solo por pocos minutos al año en una consulta dental contaminada con mercurio y de ésta forma la contaminación es mínima. Por su parte el odontólogo y ayudante pueden pasar toda su vida profesional en un ambiente de este tipo, es entonces necesaria una adecuada higiene de mercurio. (1 y 9)

PROPIEDADES FISICAS

Son tres específicamente y son:

- 1) Cambios dimensionales, durante y después del fraguado.
- 2) Densidad.
- 3) Color.

Cambios dimensionales. Comprende la precisión dimensional que es un requisito importante de los materiales y el éxito de éstos depende de esta propiedad, que se produce en y durante la toma de impresiones, colado de aleaciones o fraguado de materiales de restauración directa.

La manipulación de los materiales, va seguida de una reacción química, estos dos tiempos llevan consigo cambios dimensionales, éstos pueden producirse aún después de su fraguado, las causas pueden ser: fraguado lento o liberación de tensiones creadas durante el fraguado o también por la absorción de agua por el material o pérdida del material.

El grado de alteración de un material después del fraguado, nos dice que es una medida de su "estabilidad adimensional".

Densidad. Propiedad fundamental que afecta aspectos de diseño de los aparatos dentales, se toma en cuenta la densidad porque un diseño voluminoso en una aleación pesada, daría como resultado grandes fuerzas de desplazamiento, que dificultarían la retención para reducir las fuerzas desestabilizadoras, se debe optar por una aleación de mas baja densidad y mantener el volumen a un mínimo.

Color. Es requisito esencial que asemejen en su aspecto a los tejidos blandos y duros naturales. El color se describe por medio de una carta tridimensional de colores. (1, 2 y 3)

MATERIALES DE IMPRESIÓN

ALGINATO (hidrocoloide irreversible)

A fines del siglo, pasado un químico escocés observó que ciertas algas marinas pardas producían una sustancia peculiar, la denominó "algina" y se utilizó en varios propósitos.

En Inglaterra 40 años después otro químico llamado S. William Wilding recibió la patente para utilizar la algina como material para impresiones dentales.

Cuando el agar material para impresiones, escaseó con motivo de la Segunda Guerra Mundial (Japón era el principal productor de agar), se aceleraron las investigaciones para encontrar un sustituto adecuado. El resultado fue, por supuesto el hidrocoloide irreversible actual, o alginato para impresiones. De uso general supera, con mucho, al hidrocoloide reversible.

Se describe las propiedades químicas y físicas más importantes del alginato. Los factores principales del éxito de este tipo de material para impresiones son: 1) su manejo fácil; 2) es cómodo para el paciente; y 3) es relativamente barato y no requiere equipo especial.

Química.- El ingrediente principal de los materiales hidrocoloides irreversibles es uno de los alginatos solubles. Por lo general se acepta que es un polímero lineal de la sal sódica del ácido anhidro-beta-manurónico.

El ácido es insoluble al agua, no así algunas de sus sales. Es fácil transformar este ácido en una sal estérica, pues los grupos carboxilo polares están libres para reaccionar. La mayor parte de las sales inorgánicas son insolubles, pero los que se obtienen con sodio, potasio y amoníaco si lo son en agua. El alginato sódico, potásico y de trietanolamina se utiliza en los materiales dentales para impresión.

Cuando los alginatos solubles se mezclan con agua forman un sol similar al del agua: estos soles son muy viscosos incluso en concentraciones bajas. Los alginatos de uso odontológico forman soles con rapidez si se mezcla con vigor. El peso molecular de los compuestos de alginato varía mucho, esto depende del proceso de fabricación. A mayor peso molecular mayor viscosidad del sol.

El fabricante proporciona el polvo de alginato que contiene otros ingredientes a estudiar. El sol de alginato de viscosidad apropiada se lleva a la boca en un portaimpresiones; la gelación se produce por reacción química y después se retira la impresión. El procedimiento difiere de los materiales hidrocoloides reversibles, por que el odontólogo prepara el sol, y la temperatura no es un factor activo en la gelación.

Hay varios métodos para producir este cambio químico, pero el más simple y el que se comprende mejor consiste en hacer reaccionar el alginato soluble con sulfato de calcio. A fin de producir alginato de calcio soluble. En la práctica, esta reacción tiene lugar en la boca; por lo tanto es preciso retardar mientras el material se mezcla con agua, se coloca en el portaimpresiones y se lleva a la boca. Las reacciones se ilustran mejor mediante ejemplos característicos.

El sulfato de calcio es compuesto excelente para producir alginato de calcio soluble cuando reacciona con uno de potasio o sodio en solución acuosa. En la práctica de producción del alginato de calcio se retarda al agregar a la solución

una tercera sal soluble, con la cual reacciona el sulfato de calcio con mayor afinidad al alginato, y así se forma una sal de calcio insoluble. La reacción entre el sulfato de calcio y alginato soluble es inhibida mientras quede algo de sal.

La sal que se incorpora se conoce como RETARDADOR. Es posible utilizar varias de ellas con fosfato de sodio o potasio, oxalato o carbonato, todas solubles. Se han utilizado fosfato trisódico, tripolifosfato de sodio y pirofosfato tetrasódico, aunque los dos últimos son los más frecuentes. El sulfato de calcio, o cualquier otro producto químico que se utilice para producir el gel se denomina REACTIVO porque proporciona los iones de calcio.

Por ejemplo si mezclamos cantidades apropiadas de sulfato de calcio, alginato de potasio y fosfato trisódico en la proporción adecuada de agua, después que se disuelve en parte o por completo, se lleve a cabo la siguiente reacción:



Cuando se agota el fosfato trisódico, los iones de calcio empiezan a reaccionar con alginato de potasio para producir alginato de calcio como sigue:



Composición.- Una formula para el material de alginato para impresión que se basa en las reacciones anteriores son por porcentaje:

Alginato de potasio	15%
Sulfato de calcio	16%
Óxido de zinc	4%
Fluoruro de potasio y titanio	3%
Tierra de diatomeas	60%
Fosfato de sodio	2%

Las proporciones exactas de este producto químico varía con el valor de la materia prima. En particular, es necesario ajustar con cuidado la cantidad de retardador "fosfato de sodio", para dar el tiempo apropiado de gelación, en general si se mezcla 15 grs. de polvo con 40 ml de agua, la gelación varía de a 2 a 4 minutos a temperatura ambiental normal.

El propósito de la tierra de diatomeas es actuar como relleno; se agrega cantidades adecuadas y aumenta la resistencia y rigidez del gel de alginato, que produce una textura lisa y asegura una superficie no pegajosa. También ayuda a la formación de sol, al dispersar las partículas de polvo en el agua. Si el relleno, el gel carece de firmeza y presenta una superficie pegajosa cubierta de exudado que proviene en las propiedades físicas y el tiempo de fraguado.

Como reactivo, se utiliza cualquier tipo de sulfato de calcio. Por lo general, el hidrato, aunque en ciertas circunstancias se considera que el hemihidrato aumenta la vida útil del polvo y proporciona estabilidad dimensional más satisfactoria al gel.

Los fluoruros como el potasio y titanio, se agregan a fin de asegurar una superficie dura y compacta del yeso. En concentraciones adecuadas, las sales de fluoruro son aceleradas del fraguado del yeso.

Ciertos materiales para impresión de origen japonés contienen alginato de trietanolamina, carbonato soluble e insoluble (en lugar del fosfato) y sulfato de calcio. Hasta donde se sabe todas las formulas comerciales incluyen sulfato de calcio como reactor.

Estos materiales o sales de sodio o potasio de ácido y por lo tanto soluble al agua. Reaccionan químicamente con el sulfato de calcio soluble. Además contienen otros ingredientes, como la tierra de las diatomáceas y fosfato de trisódico. El fosfato trisódico controla la velocidad del fraguado cuando esta reacción termina y se consume el retardador de fosfato, el trisódico es cuando inicia la formación del gel. En ocasiones el operador controla la velocidad de la reacción variando la temperatura de la mezcla o la medida del agua.

La textura del alginato ha sido modificado durante los últimos años para permitir que este material sea usado en la fabricación de dentaduras totales parciales, removibles y en puentes fijos e incrustaciones. Un alginato mezclado al vaciado, manipulado cuidadosamente y colocado en un portaimpresiones porque produce una impresión lisa y libre de burbujas y resistente en la intersección yeso piedra, el alginato al igual que el agar se produce en ocasiones una superficie deficiente del modelo. La combinación de estos materiales se deben escoger cuidadosamente, en ocasiones el alginato es uno de los materiales para la prótesis removibles totales fijos y para los modelos de trabajo. El registro de detalle es mediante el alginato y yeso piedra, impide que los vaciados hechos con estos materiales presentan planos, ángulos y líneas de acabado deficientes.

Para lograr resultados buenos se deberán limpiar los dientes o enjuagar la boca, también se seca para que el alginato no se adhiera y se pueda retirar rápidamente 2 ó 3 minutos se seca la impresión, secando ligeramente y corriéndola de inmediato. El vaciado deberá separarse en una hora después de haber corrido, para prevenir que la superficie se dañe.

El alginato de los materiales para impresión más usado por que son: **1)** es fácil de mezclarlo y manipularlo, **2)** es el material más necesario, **3)** su flexibilidad del material es de endurecer rápido, **4)** se maneja con exactitud y en forma apropiada, **5)** es de bajo costo. Una de sus principales desventajas es que se restringen a la elección de materiales para modelos como cuellos de tipo, como el yeso los cuales tienen una resistencia más alta a la abrasión.

Alginato modificado.- Es evidente que el alginato tradicional se proporciona en dos componentes, agua y polvo. No hay reacción hasta que se agrega agua y polvo para iniciarla. Sin embargo, también es posible comprar el alginato en forma de sol que contiene agua pero sin iones de calcio. Después se agrega el reactor del yeso de París al sol; en este caso el segundo componente es el reactor y no el agua.

Hoy se cuenta con otra modificación de este concepto. El sistema de los componentes que se encuentran en forma de pastas, una contiene el sol de alginato y las otras el reactor de calcio. Los materiales para impresión de este tipo son viscosos, contienen silicón y puede aplicarse con portaimpresiones y jeringas.

Vida útil.- Los materiales para impresión de alginato, se deterioran con rapidez a temperaturas elevadas. Los que se almacenan por un mes a 65°C (149°F), no son adecuados para uso dental; pues no endurecen o lo hacen con demasiada rapidez.

Incluso a 54°C (129°F) hay evidencia de deterioro, probablemente por la despolarización de alginato.

La especificación de la América Dental Asociación para alginatos, exige que después del almacenarlo en su envase original, durante una semana a 60°C (140°F) en humedad relativa de 100%, su deterioro no debe reducir, la resistencia a la compresión de 2 600 g/cm² (37 lb/plg). En revisión propuesta a esta especificante, se eliminó este requisito y se reemplazó por una fecha de caducidad en las condiciones de almacenaje establecida. En cualquier caso es mejor no guardar el material durante más de un año en el consultorio dental, y mantenerlo en un medio fresco y seco.

El alginato para impresiones se proporciona en paquetes individuales sellados, con polvo suficiente previamente pasado por una impresión o suelto en un envase. Se prefieren los paquetes individuales porque hay menor probabilidad de contaminación durante el almacenaje. Sin embargo, el más popular es el envase de mayor volumen.

Si se emplea el polvo suelto, es necesario recolocar la tapa antes posible después de cada uso, para que sea mínima la contaminación por humedad. Además, el polvo deberá pesarse y no medirlo por volumen, como lo indican muchos fabricantes a menos que se utilice un método incorrecto de cucharadas de polvo es poco probable que la variación en el peso por cucharada se mayor de 10g.

Si no se tiene cuidado al seguir las indicaciones precisas del fabricante; las características de manejo de una mezcla de alginato se verán afectadas. Por ejemplo: una variación de apenas 15% de la proporción líquida-polvo que se recomienda, se altera en gran medida el tiempo de fraguado y consistencia.

Si el polvo en el recipiente no está compacto antes de medirlo, es importante evitar que se respire cuando se quite la tapa. Algunas partículas de sílice son peligrosas para la salud por su tamaño y forma. En un esfuerzo para reducir el polvo suelto, algunos fabricantes incorporan agente desempolvante en el alginato a fin de aglomerar las partículas. Esto produce que el polvo sea más denso que en estado disperso, y ya no tiende a "evaporarse", como evidencia de la reducción de volatización de las partículas al retirar la tapa del recipiente.

Estructura del gel.- Supone que las fibrillas en un gel de alginato tiene uniones primarias y no fuerzas intermoleculares, como sucede con los hidrocoloides reversibles. El catión se une a un grupo carboxilio y forma un éster o una sal. Por ejemplo: el ión de calcio reemplaza a los de sodio en dos moléculas adyacente, con lo que se produce un complejo de cadenas cruzadas entre estas. A medida que progresa la reacción, se forma un complejo molecular de cadena cruzada o polímero. Esta red constituye la estructura de ramificaciones entrelazadas del gel.

Sin embargo es necesario controlar la proporción de cadenas cruzadas. Por ejemplo: si se usa como reactivo una sal soluble (cloruro de calcio), la unión

cruzada se completa en pocos segundos y todo el sol se convierte en alginato de calcio soluble, más uniforme con aspecto de clara de huevo fresco.

La estructura final se observa como una mezcla de redes de fibrillas de alginato de calcio que encierran al sol de alginato de sodio sin reacción, el exceso de agua, las partículas de relleno y productos de la reacción. La sinéresis e inhibición se producen por pérdida o ganancia de agua por parte del sol atrapado. Se observa que la estructura final de los tipos de gel reversible e irreversible, son similares y que su relación con el medio, resistencia y otras propiedades son las mismas.

Control de tiempo de gelación.- El tiempo de gelación se mide desde el comienzo de la mezcla hasta que se produce esta, y es de interés pues hay que dejar tiempo suficiente al odontólogo para mezclar el material y cargar el portaimpresión y colocarlo en la boca del paciente. Un tiempo de gelación prolongada es tedioso para el operador y paciente. Por otro lado, una gelación prematura que empiece antes de llenar el portaimpresión y colocarlo en la boca, trae como resultado una impresión con deformación y por lo general es inútil. Una vez que se inicia la reacción no se puede mover, porque cualquier fractura de la fibrilla es permanente. Un gel fracturado no se vuelve a unir a menos que se presente regelación. El tiempo de gelación óptimo es entre 3 y 4 min. A temperatura ambiental de 20°C.

Hay dos tipos de alginatos el tipo I, fraguado rápido debe gelificar en no menos de 60 y más de 120; el tipo II, (fraguado normal) gelifica entre 2 a 4.5 min. en la revisión propuesta para esta especificación se elimina la del tipo I y en lugar de esto, el tiempo de fraguado aparece en las envolturas.

El tiempo se regula mejor por el retardador que se agrega, pero este método de control no es el adecuado, la acción de este componente es crítico del fabricante que controla mejor su incorporación, algunos productos comerciales se altera la proporción agua-polvo y tiempo de mezcla, estos cambios deterioran algunas características del gel.

El mejor método para controlar este tiempo consiste en cambiar la temperatura del agua, para mezclar el alginato.

Es evidente que cuando mayor sea la temperatura menor será el tiempo de gelación. La importancia de controlar este factor es el agua. En época de calor hay que tomar las precauciones necesarias, para disponer de agua fría del agua caliente y evitar una gelación prematura. Incluso puede ser necesario enfriar previamente la taza y la espátula, en especial cuando se mezclan cantidades pequeñas de material. En cualquier caso, es mejor equivocarse con una mezcla muy fría que con una demasiado caliente.

En este caso, la temperatura del agua para esta mezcla se regula con cuidado a uno o dos grados de la temperatura normal por lo regular es 20°C. Para obtener el tiempo de gelación constante y seguro. El fabricante tiene que inhibir lo mejor posible el efecto de su temperatura sobre su producto. Si no se tiene el tiempo de fraguado que se desea al variar la temperatura del agua con límites razonables, es mejor seleccionar un producto que tenga un periodo de gelación adecuada, en lugar de recurrir a otras modificaciones en la técnica de manejo.

Resistencia.- La resistencia a la compresión de un material hidrocoloide reversible para impresión debe ser por lo menos de 245 MPa (35.6 pis). Con su

manejo adecuado, la resistencia del alginato debe ser mayor que el de los materiales a base de agar. La especificación actual de la American Dental Association por alginatos de tipo hidrocoloide requiere una resistencia mínima de .343 Mpa (49.8 psi) algunos productos duplican su valor. La composición del alginato afecta de manera radical a la resistencia del gel, como ya se dijo, el tipo de reactor influye en estas características, el tipo y cantidad de alginato soluble que se utilice es de importancia considerable, igual que la naturaleza nos proporciona otros ingredientes.

Todos los factores de manejo afectan a la resistencia del gel, y están bajo el control del odontólogo, si la cantidad de agua es mayor o menor que la que se recomienda, Hay que proporcionar agua-polvo adecuado, según lo especifica el fabricante.

La resistencia final se reduce de manera radical si la mezcla no se lleva a cabo con cuidado; la espátulación insuficiente no permite la disolución completa de los ingredientes para que las reacciones químicas sean uniformes para toda la masa. De igual manera, el procedimiento excesivo tiene resultados favorables, por cualquier fractura del gel de alginato de calcio que se forma durante la espátulación prolongada, hará que disminuya la resistencia. Es necesario seguir en todo sentido las indicaciones que vienen con el producto, aún después del espátulado; la homogeneidad del material difiere de una marca a otra. Sin embargo, es posible esperar una mezcla suave y cremosa si se emplean los mejores productos.

Aunque las relaciones tensión-deformación del alginato son casi las mismas que se especifican para los hidrocoloides reversibles en los alginatos, la formación permanente después de la tensión es un poco más alta que los que se encuentra en cualquier otro tipo.

MANIPULACIÓN

Preparación de la mezcla.- Hay tazas especiales y espátulas de plástico para mezcla, por lo general se utiliza una taza de plástico y una espátula metálica, que deben estar limpios; sin embargo, mucho de los problemas y fracasos se atribuyen a que varios materiales están asociados con instrumentos de mezcla o manipulación contaminados o sucios. La contaminación durante la mezcla genera un fraguado demasiado rápido, fluidez inadecuada o incluso rotura de la impresión al retirarla de la boca. Por ejemplo cantidades pequeñas que se quedan en la taza después de una mezcla anterior de yeso piedra. Contaminan el material de impresión y aceleran el endurecimiento. Se recomiendan usar tazas separadas para mezclar el alginato y yeso.

Se requiere una resistencia máxima del gel para evitar la fractura y asegurar la recuperación elástica de la impresión después de retirarla de la cavidad bucal. Todos los factores de manipulación afectan a la resistencia del gel; se tiene que emplear la relación agua-polvo adecuada, como lo especifica el fabricante.

El tiempo de espátulado es de particular importancia se reduce la resistencia del gel al 50% si la espátula es suficiente, se producirá una disolución incompleta de los ingredientes, de tal manera que las reacciones químicas no se llevarán a cabo con uniformidad en toda la mezcla. Por otro lado, si se prolonga el tiempo de

mezclado más de lo necesario, el gel se rompe y disminuye la resistencia. Se tienen que seguir en todos los aspectos las indicaciones que vienen con el producto.

Se coloca el polvo previamente pesado en el agua, y se incorpora con movimientos cuidadosos. Como en los productos de yesos; se evita atrapar aire en la mezcla. Con mucha frecuencia los alginatos se preparan de manera inadecuada. Se utiliza un movimiento en forma de ocho, untando o golpeando la mezcla contra las paredes de la taza de plástico. Esto es particularmente eficaz para evitar burbujas e incorporar la algina disuelta de la superficie con lo que no esta en esta condición, y así promover una disolución completa. Es importante disolver toda la algina o no se formará un buen gel y se alterará sus propiedades. Un tiempo de mezclado de 45 seg a 1 minuto, es suficiente por lo regular, aunque ello dependa la calidad y tipo de alginato. La mezcla que se obtenga, debe ser suave y cremosa a tal grado que no se gotee de la espátula cuando se levante de la taza. Es posible obtener estas características con los mejores productos comerciales, su mérito principal es la conveniencia, rapidez y eliminación de la variable humana.

Los alginatos cuando se mezclan manualmente con agua en forma apropiada, desarrolla una constancia cremosa, lisa y sin gránulos, se hacen en un tiempo de un minuto. El tiempo de fraguado del alginato se marca como normal y rápido, el alginato norma debe endurecer en menos de un minuto. El alginato rápido endurecerá 35 a 45 segundos. Este fraguado ocurre como resultado de una reacción química. Por lo tanto el agua utilizada en la mezcla acorta el tiempo del mezclado. El tiempo normal del fraguado del alginato es de dos y medio o cinco minutos.

Manipulación.- Los elementos necesarios para mezclar los alginatos son: 1) una cucharilla dispensadora de polvo, 2) una medida para el agua, 3) una taza de plástico, 4) una espátula con una hoja ancha y flexible, si se llega a usar paquetes predosificado no es necesario el primer artículo.

Suministro.- La cantidad dispensadora de agua tiene tres marcas para indicar la cantidad que se va a emplear en una mezcla de unas dos o tres cucharadas de polvo de alginato. La temperatura del agua debe ser 21° C (7° F) se debe revisar o acortar el tiempo de fraguado.

El polvo de alginato.- El alginato en lata cerrada se agita antes de abrirla, quitar cuidadosamente la tapa para evitar que se esparzan partículas muy finas de polvo que puedan entrar al momento de poner el alginato en la taza. Por cada medida dispensadora de agua se debe usar una cucharada de polvo para suministrar el tiempo de fraguado o la deformación permanente o la flexibilidad y la resistencia.

Mezclado.- Se añade el polvo a la taza de plástico y el agua, y se mezcla en una acción de movimiento, para que se moje el polvo, una vez que se ha mojado se hace la mezcla con un movimiento fuerte para que se comprima el material entre la espátula y la taza se sigue mezclando durante un minuto para que quede una

pasta lisa y cremosa que no gotee y que se pueda sostener en la espátula, un mezclado inadecuado, da origen a una mezcla granulosa y una deficiente impresión.

Porta impresión.- Antes de mezclar el alginato y el agua se debe seleccionar el tamaño apropiado del porta impresión según se necesite ya que se tiene una gama muy amplia de diseños, también se puede observar, que varios son perforados para observar el endurecimiento del alginato otros tienen orilla de cierre alrededor para que si no se tiene la profundidad necesaria se puede realizar añadiendo cera en la periferia, calentando la cera se suaviza y se adapta el porta impresión.

El alginato mezclado se coloca en el portaimpresión y es conveniente tener menos alginato en la parte posterior que en la anterior porque esta reduce la cantidad del alginato en el área palatina posterior y disminuye la náusea al paciente.

El portaimpresión se llena del material y se le da al dentista con el mango hacia él. El tomado se debe llevar rápido, para que el tiempo de fraguado es de tres minutos y el tiempo de espatulado es de un minuto y se debe tener en cuenta desde que se llena el porta impresión, el alginato endurece en dos minutos a partir del momento de que se empieza a cargar el porta impresión para que se registren bien, los tejidos blandos, el porta impresión se sostiene en forma suave pero firme, hasta que el alginato endurezca. El fraguado se debe determinar cuando la superficie no esté pegajosa. Es conveniente que la impresión permanezca en la boca dos minutos ya que las propiedades físicas mejoran enormemente en este período aumenta la resistencia al desgarre o al momento de desprender la impresión.

Durante la inserción del fraguado del alginato, el paciente debe mantenerse en posición derecha o inclinada ligeramente hacia delante para reducir la fluidez del alginato.

Retiro de la impresión.- El sellado de la impresión y los tejidos periféricos y el movimiento de la mejilla y los labios se desprende la impresión y después de que se ha desprendido la impresión se deja de sellar y se retira el porta impresión con un solo movimiento firme, el retiro rápido tiene ventajas de que no se deforme el alginato y tiene menos probabilidad de desgarre en las partes delgadas o que se rompa.

Precauciones para preparar los modelos de trabajo.- Se debe enjuagar la impresión para quitar la saliva o la sangre debido a que estos líquidos interfieren en el fraguado del yeso o para el modelo, una vez lavada la impresión, se elimina el agua, sacudiendo la impresión, después se aplica aire moderado ya que si no se retira el agua en áreas débiles y tenga resistencia a la abrasión en estas áreas. Sin embargo se debe tener cuidado de no deshidratar la superficie y en consecuencia, inexactitud, cuando no se retira el exceso de agua.

Algunos dentistas sumergen la impresión de alginato en agua con una solución 2% de sulfato de potasio durante varios minutos, en que la superficie de la impresión absorbe algo de sal, y se tiene que quitar el exceso de ésta solución

porque si se deja o si se queda poco potasio absorbido y produce una superficie para los productos como en el yeso o el alginato.

La impresión nunca se deja boca abajo sobre alguna repisa u otro material porque este material es flexible el peso del porta impresión puede causar la compresión del alginato porque ocurre deformación permanente o inexactitud de la impresión, cuando la impresión se coloca en medios húmedos por periodos cortos no causa problemas serios, también es conveniente que en una bolsa de plástico puede tener la impresión de alginato bajo condiciones de humedad, en ningún caso debe almacenarse en condiciones húmedas por mas de una hora.

Tipos de fallas.- Muchas causas de las dificultades que surgen al manipular los alginatos son los mismos que la de los hidrocoloides reversibles. Por ejemplo, la inexactitud de una impresión de alginato se atribuye con frecuencia al no vaciar el modelo después de retirarlo de la boca, una remoción prematura o inadecuada, o movimiento de la cucharilla durante el periodo de gelación. Pero como los dos tipos de materiales se preparan de manera diferente. Los tipos de dificultades frecuentes y las causas potenciales se resumen.

Cuadro. No. 1 Presenta los tipos de dificultades y causas mas frecuentes.

Tipo	Causas
1. Material	a. Mezclado inadecuado b. Mezclado prolongado c. Gelificación indebida d. Proporción agua / polvo demasiado baja
Tipo	Causas
2. Rompimiento	a. Volumen inadecuada b. Contaminación por humedad c. Remoción prematura de la boca d. Mezclado prolongado

Fuente: Philips. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana; México: 1976, p. 141.

Materiales para duplicación.- Los dos tipos de hidrocoloides se utilizan en el laboratorio para duplicar los modelos dentales. La reproducción del modelo se usa en la fabricación de aparatos protésicos y modelos de ortodoncia. El hidrocoloide reversible es el mas popular, porque es posible utilizarlo muchas veces además, se vuelve en forma intermitente se conserva en estado líquido durante una o dos semanas a una temperatura constante de vaciado. Los materiales de hidrocoloide para reproducción tienen esencia de la misma composición que los hidrocoloides para impresión, pero su contenido de agua es mayor en consecuencia, la cantidad de alginato es inferior, lo cual modifica su resistencia a la compresión y su fraguado porcentual. (2 y 3)

MODELINA

Clasificación de los materiales para impresión.- La modelina se ablanda al calor, se enfría sin que se produzcan cambios químicos; este material se clasifica como sustancia termoplástica, estos materiales de hidrocoloide reversibles son termoplásticos, se calientan por calor y molifican o melifican al enfriarse.

Estos materiales dentales de impresión se clasifican según el uso que el dentista le dé. Es imposible retirar un modelo de yeso paris sin fracturarse, cuando se hace con modelina, porque sufre una deformación cuando se liberan los espacios, ya que la forma dentaria no conserva su exactitud, lo mismo es cuando se hace una impresión con pasta de impresión. Estos tres tipos de material pueden usarse, con cierta limitación para toda clase de impresión.

Los materiales elásticos de hidrocoloides para impresión, están indicados para obtener una reproducción exacta de la forma dentaria o incluso de espacios muertos y espacios interproximales, también se pueden emplear para impresiones para desdentados o para coronas, puentes, prótesis parciales y operatoria dental.

Así como para obtener la impresión de un solo diente o el tallado de una preparación; en este caso, se pone una banda matriz llena de modelina sobre el diente y el compuesto fluye sobre la cavidad tallada, a este método se le llama impresión de tubo; después que se ha enfriado se retira la impresión y se prepara un modelo o dado; la forma de la cavidad preparada se habrá reproducido de manera precisa.

En la fabricación de la prótesis se utiliza la modelina, con este material se elaboran portaimpresiones en las que se reproducen los tejidos bucales; los compuestos para otras portaimpresiones se clasifican en compuestos de tipo 11 y se le conoce como impresión primaria, que es rígida y sirve como dispositivo y para colocar otros materiales de impresión que entran en contacto con el tejido que, puede ser una mezcla de yeso para impresión y con ella se obtiene una impresión final, este yeso reproduce los detalles finos, del área dental, cuando se usa de esta forma se le llama (corrector de material para impresiones) y a la vez se conoce como secundaria, que pueden hacerse con pasta de óxido de zinc eugenol e hidrocoloides.

Por lo general se hace un modelo en el cual se hace una portaimpresión individual para realizar la impresión secundaria; si se toma una impresión primaria con modelina y con base a esta, se toma un modelo de yeso piedra y se hace una portaimpresión de plástico dental, después se realizará la portaimpresión final o secundaria. La modelina que se usa para portaimpresiones, es mas viscosa cuando esta blanda y mas rígida cuando se ha endurecido; cuando la reproducción de detalles finos no es esencial, en el caso de la modelina para impresión, ya que esta pasta es mas dura y posee menos flujo que los materiales de impresión comunes.

Composición.- Estas modelinas, son mezclas de ceras, resinas termoplásticas, de material de relleno y agente colorante. Los materiales utilizados de impresión fueron las ceras de abeja, y son también los componentes de algunos productos modernos que se agregan a los compuestos como: goma, laca, ácido esteárico y

gutapercha, para mejorar la plasticidad y facilitar la manipulación del material, estas sustancias se conocen como plastificantes.

Cuando se utilizan las resinas naturales, nos proporcionan homogeneidad y facilitan la plasticidad del material.

Material de relleno.- Muchos materiales son reforzados o modificados en sus propiedades físicas, cuando se le agregan pequeñas partículas de otros compuestos inertes como los materiales de relleno, químicamente distinto al ingrediente principal en caso del material de relleno denominado núcleo.

Por ejemplo las ceras o resinas, son los ingredientes principales de la modelina, para conseguir las propiedades térmoplasticas adecuadas de la modelina. La estructura solo puede tener un flujo relativamente de alta y baja resistencia, e incluso a la temperatura ambiental.

La estructura de la modelina resulta semejante a la que se denomina compuesto o material compuesto, por una mezcla de dos o mas macroconstituyentes de forma diferente que son insolubles entre sí.

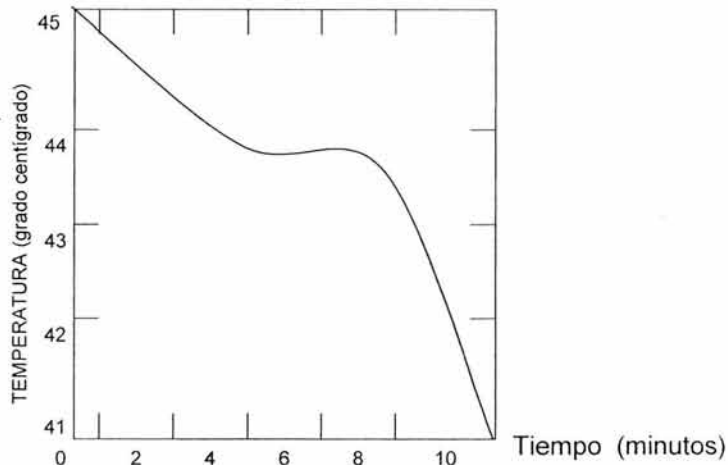
La influencia desagregado del material de relleno a una matriz, en relación con la resina restauradora compuesta, si se controla el tamaño de las partículas y la contracción del material de relleno, puede alterar la forma apropiada de la matriz.

Temperatura de fusión.- Es de 43.5 °C (110.3 °F). No es la temperatura de solidificación, la temperatura de transición del vidrio para un compuesto particular, es de 39 °C (102 °F).

Fig. No. 9

Curva de enfriamiento de un com-

Puesto para impresión.



Fuente: Philips. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana; México:1976,p.186.

La importancia de la temperatura de fusión es la indicada, la reducción definida de la plasticidad durante el enfriamiento. A mayor temperatura, los ácidos grasos son los líquidos y probablemente plastifiquen o lubriquen el material ablandado, para que forme una masa suave y plástica mientras se obtiene la impresión. Así se reducen los detalles de los tejidos bucales. el porta impresiones se sostiene con

firmeza hasta alcanzar la temperatura de fusión. Por debajo de esta temperatura no se obtiene una impresión fiel, no se debe de mover al retirar el porta impresiones, si no se alcanza la temperatura bucal.

Propiedades térmicas diversas.- Esta propiedad debe tomarse en cuenta, el calentamiento y el enfriamiento mientras se ablanda el material y la parte externa siempre lo hace primero y la parte interna a lo ultimo, para obtener ablandamiento uniforme hay que dar tiempo a que el material se caliente con toda su masa. Sin embargo cuando mas baja sea la temperatura de la modelina en el momento de la impresión, tanto menor será el error. Una manera de disminuir la contracción térmica es tomar una impresión mediante la técnica usual, la impresión se pasa por la flama para ablandar la superficie y se toma una segunda impresión, en ésta la contracción es relativamente mínima, pues solo se ablanda la capa superficial. Otras técnicas consisten en poner la impresión en el agua y se lleva a la boca, el material cercano al dispositivo estará endurecido y la capa superficial estará blanda.

Al emplear cualquiera de estas técnicas, se generan tensiones por ello es importante elaborar el modelo se yeso piedra antes de que la relajación sea notable.

Flujo.- El flujo de la modelina es beneficio por un lado y fuente de error por el otro; una vez ablandada la modelina durante el periodo que mantiene los tejidos, conviene que fluya continuamente, el material debe correr con facilidad para que se adapte bien a los tejidos y se reproduzcan todos los detalles y puntos de referencia.

La viscosidad o flujo del material en esta fase, es una función de la temperatura y la composición del compuesto.

Una vez solidificada la modelina la deformación debe ser completamente elástica para que la impresión pueda retirarse sin deformarse.

En realidad esta conducción no se cumple, con este tipo de material elástico, se describen algunas pruebas, para indicar el flujo del compuesto, a diversas temperaturas. un calibre de 10 mm. De diámetro y 6 mm. De altura se somete a una carga de dos kilogramos, durante 10 minutos, se considera como flujo el acortamiento de la longitud de esta muestra.

Durante la prueba, según la especificación para el compuesto del tipo 1, es aceptado el flujo máximo de 6% a la temperatura bucal. El flujo de esta temperatura, determina el tipo de impresión que se obtiene, las características de flujo de una modelina que cumple con estas especificaciones. Es evidente que estos materiales son atípicos en cuanto se presenta viscosidad completamente diferente a distintas características del flujo a temperatura que difiere muy poco.

De forma específica se exige que el flujo de la modelina para portaimpresión del tipo 11 no sea mayor de 2 % a 37 °C (98.6 °F), ni menor de 7 % ni mayor de 85 % a 45 °C (113 °F), Como se observa, la modelina para porta impresiones, no es plástica como la modelina para impresión al ablandador.

Deformación.- Como evitar la tensión de la modelina si el punto de procedimiento es prácticamente imposible de fabricar el modelo o el dado, lo antes

posible, una vez obtenida la impresión por lo menos en una hora, porque si se deja transcurrir mas tiempo, se produce una deformación. Una vez fría se retira de la boca y no debe someterse a cambios de temperatura, hasta que el modelo de yeso, haya endurecido.

Si la superficie de la modelina esta dura, el interior esta blando y la relajación se producirá de inmediato al retirar la impresión. Esto se demuestra si se calienta un trozo de modelina y se sumerge en agua fría unos segundos, el exterior estará razonablemente firme, pero el interior estará blando y se podrá doblar hasta darle forma de herradura. Cuando la impresión se retira de la boca, se demuestra una causa de la deformación. Esto sucede cuando la impresión se mueve y la temperatura de fusión es ligeramente inferior.

Ablandamiento de la modelina.- Para tomar la impresión es necesario ablandar la modelina, por medio del calor seco de un horno o aparato similar, los trozos pequeños se ablandan acercándolos a la flama de gas, si se emplea flama directa no se deja que se queme o emita burbujas. Cuando se desea ablandar una cantidad grande, al tomar una impresión de todo el arco, ya que es difícil calentar uniformemente, se realiza mejor en baño María; después se amasa con los dedos, para obtener una plasticidad homogénea en toda la masa. No se recomienda la inmersión prolongada o el sobrecalentamiento, durante el baño María, porque el material puede quedar frágil y granuloso debido a que pierde algunos ingredientes o baja de peso molecular; si se hace un amasado inadecuado se le puede incorporar agua, lo que produce un aumento de flujo después del endurecimiento.

Elaboración del modelo.- La porción de la bóveda palatina del modelo no se deforma debido a la expansión del fraguado del yeso; porque éste genera suficiente calor exotérmico para ablandar la modelina, de modo que la expansión de fraguado, se realiza libremente, la modelina en esta fase es bastante blanda para permitir la impresión, se retira del modelo y hacer el procedimiento con cuidado para no fracturar los dientes, si esto sucediera la manera mas segura para separar la impresión, es sumergir en agua caliente, hasta que la modelina se ablande lo suficiente. Si en este paso la modelina se deja calentar excesivamente, se adhiere al modelo y produce decoloración del yeso. (2 y3)

PASTA ZINQUENÓLICA

Compuestos zinquenólicos.- Una de las reacciones químicas de mayor aplicación en odontología, es la que se produce entre óxido de zinc y eugenol, este material tiene una amplia aplicación: como elemento cementante, apósito quirúrgico o material de obturación temporal, obturador de conductos radiculares, material de rebase de prótesis y como material para impresiones de boca desdentada, la composición básica de todos estos materiales es la misma, óxido de zinc, eugenol y resinas según las necesidades se agrega un relleno.

Pasta para impresiones.- Se utiliza como capa correctora en impresiones; se toma una impresión primaria con una cubeta de compuesto de modelar y después, se obtiene una segunda impresión.

Es polvo que contiene óxido de zinc, resina y un líquido con un componente de eugenol; la mayoría de los productos comerciales están envasados en forma de pasta contenida en un tubo, uno de los tubos contiene un ingrediente activo u óxido de zinc y el otro contiene eugenol y resina en forma de pasta, éstas se mezclan en proporciones, adecuadas y se extienden sobre la impresión primaria, la impresión es retirada cuando la pasta endurece.

Química.- Una de las condiciones para esta reacción es que el reactivo orgánico, tenga un grupo metoxilo otro hidroxilo, en el anillo bencénico entre otros compuestos orgánicos que poseen una estructura de guayacol y el metil guayacol que reacciona con el óxido de zinc de la misma forma que el eugenol; el óxido de zinc deshidratado, no reacciona con el eugenol deshidratado, es probable que el agua sea uno de los productos de reacción. La mezcla se acelera con acetato de cinc en concentraciones de 1 por 100 de eugenol que se halla presente, este compuesto podría formar una reacción entre el eugenol y el acetato de zinc y no con el óxido de zinc, esto se debe a la solubilidad del eugenol y el hidrato de acetato de zinc y el óxido de zinc.

Los ingredientes básicos formados de pastas comerciales y la gelación cristalina, están a un nivel de 2 por 100.

Estructura.- La estructura de una masa fraguada, es la mezcla de polvo de óxido de zinc con el eugenol, las partículas del óxido de zinc que no experimentan reacción y están en forma de vaina. Son presumiblemente eugenol de cinc, el exceso de eugenol absorbible por el óxido de zinc son reacciones que en gran parte son físicas. Una cierta cantidad de eugenol y óxido de zinc sin reacción es una mezcla OZE y puede haber 5 por 100 de eugenol libre.

Acelerador.- Hay sales solubles que actúan como acelerador, las sales de zinc y el acetato de zinc; la reacción química de los aceleradores, aumentan la velocidad de hidratación de zinc óxido de cinc mediante estos productos químicos, en los cuales hay un efecto catalíticos, se controla con el acelerador y acorta el tiempo de endurecimiento.

Aunque al agregar agua reduce el tiempo de fraguado del OZE, si la cantidad de agua es excesiva, la reacción se retarda.

Composición.- La mayoría de los materiales modernos para impresión son en forma de pastas por separado son tubos que contienen eugenol y resina y en otro óxido de zinc y aceite mineral vegetal estable.

El tipo de óxido de zinc utilizado, debe ser finamente pulverizado proceso que debe contener una cantidad pequeña de agua al agregar resina a la pasta, la velocidad de la reacción del producto final, es más suave y homogénea.

Es posible que la resina intervenga en la reacción química; depende de la presencia del eugenol y el óxido de zinc.

El empleo de la resina hidrogenada polimerizada o como resina natural ya que impide la cristalización de la pasta ; el cloruro de calcio actúa como acelerador, en el tiempo del fraguado, otros productos químicos usados en el comercio como acelerador, son los acetatos de cinc, alcoholes y ácido acético glacial. Los aceleradores se incorporan a cualquiera de las pastas. La esencia de clavo lo confiere al eugenol por esto se reduce la sensación de ardor en los tejidos blandos; el fabricante debe especificar lo que contiene el eugenol.

El aceite vegetal o mineral actúa como plastificación y ayuda a suavizar la acción del eugenol que es irritante, el bálsamo de Canadá y el Perú, se emplea para aumentar el escurrimiento si la mezcla es demasiado fluida, o carece de consistencia antes del fraguado, se puede agregar el relleno, como cera en polvo inerte como lo es; (caolín, talco y tierra de diatomeas), en alguna de las dos pastas originales. Estas diferencias influyen en la elección de las dos pastas para impresiones que el odontólogo tiene que elegir.

Tiempo de fraguado.- El tiempo de fraguado es importante para hacer la mezcla, llenar la cubeta y colocar la impresión, una vez que el material este en estado plástico y se llena para llevarlo a la boca, debe transcurrir un tiempo hasta que endurezca el material, el fraguado prolongado, genera inexactitud al movimiento de la cubeta mientras la pasta se halla blanda, la composición de ésta influye en el tiempo de fraguado. Cuanto mayor sea la proporción del óxido de zinc respecto al eugenol; cuanto más corto será el tiempo de fraguado.

El tamaño de la partícula del óxido de zinc y si tiene una capacidad más corta así será el tiempo de fraguado. El tiempo y la cantidad del acelerador, son factores muy importantes en la regulación del tiempo de fraguado éste es afectado por modificaciones pequeñas de aceleradores presentes.

En la pasta para impresiones se reconocen dos tiempos de fraguado el inicial y el final, también hay dos tipos de pastas, las de tipo 1 son duras y las de tipo 2 , son blandas. La diferencia entre las dos es la dureza posterior al fraguado.

El tiempo de fraguado inicial, es el periodo comprendido en el comienzo de la mezcla y el momento en que el material deja de separarse o extenderse, se debe tocar la superficie con una varilla de metal, para determinar la dimensión y colocar la impresión antes de que fragüe. El fraguado final es el que produce una aguja de dimensiones específicas. El tiempo inicial varía entre tres y seis minutos, mientras que el fraguado final se produce dentro de los 10 minutos; para la pasta del tipo 1 y de los 15 minutos .

Para las pastas del tipo 1, al producirse el fraguado final, se puede retirar la impresión de la boca.

Por lo general el tiempo de fraguado disminuye, cuando aumenta la temperatura y la humedad, en días calurosos y de gran humedad, algunas partes fraguan mientras se esta mezclando.

Regulación del tiempo de fraguado.- Se puede añadir acelerador porque regula el tiempo de fraguado y el tiempo inicial de agua; existen varias formas por medio de las cuales el operador puede regular el tiempo de fraguado.

- 1.- Si la pasta fragua con lentitud, se pueden agregar pequeñas cantidades de acetato de zinc y otro acelerador que se pueda mezclar con una gota de agua en la pasta y se incorpora uniformemente según sea la composición del producto.
- 2.- Cuando el tiempo de fraguado es demasiado breve, la causa de la alta humedad o la temperatura y el enfriamiento de la espátula y loseta, alargan el tiempo de fraguado.
Otro procedimiento de retardación en estos casos es colocar una pequeña cantidad de boro glicerina en la mezcla y esto es un retardador eficaz.
- 3.- El tiempo de fraguado se prolonga, agregando aceites y ceras inertes, durante la mezcla éstos pueden ser; aceite de olivo, aceite mineral y vaselina, la dilución efectuada reduce el acelerador y el volumen total de la pasta, alargando el tiempo de fraguado, tienden a reducir la rigidez del material endurecido.
- 4.- En muchos casos el tiempo de fraguado, se modifica cambiando la relación entre pasta de oxido de zinc y la pasta de eugenol; para obtener la aceleración o la retardación, es entonces necesario que la pasta contenga acelerador y si éste esta en la pasta de eugenol, la cantidad de pasta de oxido de zinc acelera el fraguado.
- 5.- El tiempo de espatulado, afecta al tiempo de fraguado; si se prolonga el tiempo de espatulado mas corto será el tiempo de fraguado.

Consistencia y escurrimiento.- En una pasta recién preparada, aplicarla luego al tejido es de vital importancia, ya que una pasta de alta consistencia o consistencia espesa y muy viscosa, comprime los tejidos, mientras que una mezcla fluida produce una impresión idéntica a los tejidos en estado de relajación con poca compresión.

Las diferentes técnicas de impresión requieren, pastas de diferente consistencias
Las pastas para impresión deben ser homogéneas y correr uniformemente por el tejido, en el momento en que se toma la impresión. De otro modo habrá desplazamiento de los tejidos; en el comercio se encuentran pastas de diversas consistencias que el odontólogo puede elegir.

Rígidez y resistencia.- Las pastas, se pueden combinar de tal manera que ofrecen resistencia al escurrimiento a temperatura bucal de igual valor o puede superar sus propiedades del compuesto.

La resistencia a la compresión de las pastas de OZE, endurecidas pueden llegar hasta 70 kilogramos por centímetro cuadrado.

Estabilidad dimensional.- En los mejores productos comerciales, no se producen cambios dimensionales, después del endurecimiento y las impresiones se conservan indefinidamente, hay cambios de relajación y otras causas de deformación.

Material para la cubeta.- Esta técnica ésta sujeta a los errores, de los materiales tales como los cambios térmicos y estabilidad dimensional de la pasta, para obtener mayor exactitud, muchos protodonsistas toman la impresión y vacían un modelo de yeso piedra sobre el modelo confeccionado en una cubeta de resina acrílica o material similar.

Reproducción de detalles de tejidos bucales.- Se han observado diferencias de precisión en la reproducción de detalles con las diversas pastas existentes aunque la mayoría de las pastas se separan con facilidad, algunas tiende a adherirse al modelo de piedra, todas las películas que quedan en el modelo, reducirá la fidelidad de la reproducción del modelo.

Técnica del mezclado.- Por lo general se hace sobre un papel impermeabilizante al aceite, también se puede utilizar loseta de vidrio; los tubos tienen un orificio que regulan la cantidad adecuada y con una espátula de acero inoxidable de 2 cm o de 3/4 de pulgada de ancho; 12 cm o 5 pulgadas de largo, es el instrumento adecuado para hacer una mezcla uniforme.

Consideraciones generales.- Se pone la mezcla en la impresión y se lleva a la boca, sosteniéndola con firmeza hasta que la pasta endurezca, cualquier movimiento deformará la impresión y cuando la pasta endurezca se retirará de la boca.

Pasta quirúrgica.- Las pastas de ZOE, tienen tres usos diferentes, usos.

- a) Después de una gingivectomía se coloca una mezcla de pasta de óxido de zinc eugenol sobre la herida reteniendo el medicamento para favorecer la cicatrización.

Los ingredientes básicos de las pastas quirúrgica son los mismos, solo que éstas son mas frágiles y débiles después de endurecerse. Cuando se manipula la pasta se le da forma cilíndrica para colocarla sobre el tejido gingival.

- b) También sirve como apósito en los espacios interdentarios, actuando como férula y resistir así las fuerzas de la masticación.

- c) Se usan también como cementos temporales, en coronas y puentes, para estabilizar placas base y como material de rebase temporal después de una cirugía bucal.

Pasta sin eugenol.- Una de las desventajas de estas pastas es la sensación de ardor que produce el eugenol al estar en contacto con los tejidos blandos y los pacientes encuentran un sabor desagradable, en algunos casos cuando se llevan varios días como apósito quirúrgico aparecen alteraciones gástricas crónicas.

Se puede conseguir un material similar al óxido de zinc. Es el ácido carboxílico que se puede disolver con ácido en polvo que es un agente líquido, como el alcohol etílico que reacciona con óxido de zinc, esta reacción no afecta por su temperatura o humedad es también un bactericida y no afecta mucho. Esta reacción de OZE podrá ser sustituida por esta nueva reacción para obtener cualquier tipo de pasta de uso odontológico. (2,,3 y 9)

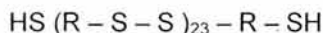
HULES DE POLISULFUROS

Polisulfuros.- Estos materiales se clasifican como cauchos sintéticos, a diferencia del caucho natural; se clasifican en, geles coloides en contraste con los geles hidrocoloides, se les llama materiales para impresión de caucho.

Hay tres tipo de base de caucho, que se emplean para impresión de bases.

Química de los polisulfuros.- el proceso de la transformación de una base de caucho polímero líquido es un material semejante al caucho, en la industria se le conoce como vulcanización o curado. Estos términos se originan en conexión con la producción de caucho por calentamiento del caucho natural o látex con azufre. Con mayor exactitud al proceso se le llama " unión cruzada"

El ingrediente básico del polímero líquido es un mercaptano polifuncional o polímero de polisulfuro cuya formula estructural es:



Este líquido esta compuesto de relleno plastificante, pigmentado colorante, desodorizantes y acelerador de la reacción de curado. La pasta formada se envasa como material de impresión en tubos. Se unen por cadenas cruzadas a un elastómero de polisulfúrico y un peroxido. De los peróxidos inorgánicos el de plomo es mas utilizado y mas fácil de activarlo a la temperatura ambiental, actúa sobre reacción curada, a diferencia de otros peróxidos se le agrega azufre, oxido de zinc, sulfuro de zinc, silice fina, boxido de titanio, carbonato de calcio y aminas orgánicas; las cadenas cruzadas son las que unen todas las cadenas que confieren propiedades elásticas al material. El momento inicial de viscosidad antes de que el material endurezca, es familiar al odontólogo acostumbrado a manejar este tipo de sustancia, la reacción es eficaz si hay pequeñas cantidades de azufre.

En lugar de peroxido de plomo, se usa hidroperóxido orgánico, hidroperóxido de terbutilio, estos compuestos tienen poca estabilidad dimensional, debido a la volatilidad del hidroperóxido. El otro sistema de cadena cruzada, se usa con éxito en los polisulfuros dentales, se componen de hidróxidos inorgánicos complejos: por ejemplo de cobre, el mecanismo químico es oscuro.

La mezcla se realizó sobre una plancha de papel plastificado a una loseta, la reacción de curado comienza al iniciarse la mezcla hasta que alcance su nivel máximo una vez que ha concluido el espatulado y el fraguado final; se obtiene un material de elasticidad y resistencia adecuada, que se puede retirar con bastante facilidad.

Química (silicona).- El material de base, se vende como una pasta de consistencia similar a la de los elastómeros de polisulfuros, el catalizador viene como un líquido de viscosidad moderada; el elastómero es un producto de la unión cruzada entre los grupos terminales de los polímetros de silicona y el silicato. El metilo o el alcohol etílico es un producto colateral dela reacción, su evaporación es probablemente la causa de la contracción que se produce en una silicona

fraguada. En el caso de los polisulfuros, el fabricante consigue un equilibrio de requisito de vida estable para su almacenamiento.

Química (poliéter).- Es un polímetro a base de poliéter, cuyo curado se produce por reacción entre anillos aziridimicos, unión cruzada y por lo tanto el curado se hace mediante un éster sulfonato aromático.

Composición (silicona por condensación).- Este material de caucho se vende como una pasta base y un catalizador líquido, como la silicona es un líquido que se le agrega sílice coloidal u óxido metálico finamente pulverizado como relleno, la selección y tratamiento de relleno, es de suma importancia porque la silicona posee baja densidad de energía cohesiva y tiene interacción molecular débil.

La influencia del relleno de la silicona, es importante para la resistencia en el caso de polisulfuros, el tamaño de las partículas mas pequeñas que los indicados, tiende a aglomerarse pero las mayorías no contribuyen al esfuerzo

Se hace un tratamiento de la superficie de las partículas, para otorgarles mayor compatibilidad con las siliconas y reforzarlas. Estos materiales poseen una viscosidad muy alta y se le llama "masilla de silicona", éstas tienen gran cantidad de relleno y la viscosidad se suministra en un frasco de boca ancha, se usa como material para porta impresión , junto con una silicona de baja viscosidad.

Los colorantes se usan para darles homogeneidad a la mezcla y pueden ser pigmentos orgánicos, siendo las propiedades deseadas como la habilidad del fabricante, con la finalidad de mantener separado el silicato de aquilo y los compuestos organoestanosos, hasta el momento de la mezcla.

Composición (silicona por adición).- Esta pasta base, se prepara de manera semejante, es utilizada en los polímetros por condensación, aquí el catalizador no se suministra en forma de líquido, si no como pasta que contiene el oligómero de silano y de entrecruzamiento, el relleno y la sal de platino, actúan como activador. Su presentación es en dos tubos iguales que los de caucho de polisulfuros.

Composición (poliéter).- Los cauchos de poliéter son dos pastas, la base contiene el polímetro de poliéter, sílice coloidal como relleno y un plastificante.

Espatulado.- Los polisulfuros se mezclan en una loseta, depositando cantidades adecuadas de pasta, luego se extiende sobre la base; la masa se reúne con la espátula, alisando nuevamente. El proceso se continúa hasta que la pasta tome un color uniforme, si la mezcla no es homogénea y el polimerizado no es uniforme la impresión se deformará. El acelerador se suministra por gotas según la cantidad de la pasta, la mezcla se prepara hasta obtener un color uniforme.

Tiempo de fraguado.- Se define como el lapso de tiempo transcurrido, desde el comienzo de la mezcla hasta que el material polimerizado se pueda retirar de la boca para que no se deforme.

Otra propiedad es el tiempo de trabajo, que comienza desde el momento en que se prepara la mezcla y termina cuando el material haya adquirido, propiedades

elásticas. El tiempo de trabajo debe ser mayor que el tiempo necesario para mezclar y rellenar la jeringa o el porta impresiones, la temperatura del medio ambiente, se mide con la temperatura bucal.

El tiempo de trabajo se determina a partir de la medida indirecta de viscosidad esto se lleva a cabo con un a espátula de punta roma.

El técnico puede controlar la velocidad de polimerización de la mayor parte de estos elastómeros, al acortar el tiempo de fraguado y aumentar el tiempo de trabajo; el enfriamiento es un método práctico para aumentar el tiempo de trabajo en los polisulfuros de impresiones.

El ácido oleico es un retardador eficaz para los polisulfuros polimerizados con hidróxido de cobre, se vende, con tiempo de fraguado " rápido o normal". La humedad que se obtiene al agregar una gota de agua, acelera la polimerización. Los tiempos de trabajo y de fraguado, pueden aumentar hasta en un 100 % no solo al enfriar la loseta si no que también al agregar el retardador; las modificaciones entre la base y acelerador es un medio para modificar los tiempos de trabajo y fraguado. Es conveniente desde un punto de vista económico ya que una de las pastas quedará sin uso; el tiempo de polimerización de los poliésteres, es menos sensible a los cambios de temperatura y las siliconas a la adición. Para prolongar el tiempo de trabajo se pueden hacer algunas modificaciones en la proporción de la base y el acelerador.

Elasticidad.- Las propiedades elásticas de estos materiales mejoran con el tiempo de polimerización o cuanto mas tiempo permanezca la impresión en la boca, mas precisos serán los resultados, el tiempo de trabajo establecido por el fabricante, no siempre es el adecuado para obtener una elasticidad suficiente.

Si los cuatro grupos de elastómeros no acuosos, se colocan en orden creciente de formación permanente debido a su deformación por compresión, el resultado será el siguiente:

- 1) Silicona por adición.
- 2) Silicona por condensación.
- 3) Poliéster.
- 4) Polisulfuro.

La recuperación después de una deformación elástica producida por una tensión, es menos rápida en el caso de los polisulfuros que en los otros tres tipos de materiales, sin embargo cuando la tensión por deformación se prolonga y la impresión se retira lentamente en vez de hacerlo con rapidez, por lo tanto no es necesario demostrar que el colado del yeso conviene dejar pasar algún tiempo, para que tenga lugar la recuperación elástica.

Propiedades reológicas.- Las propiedades reológicas de los elastómeros, constituyen una de las principales causas del éxito en su uso como materiales de impresión de gran precisión. Estos se introducen en la boca como un líquido viscoso, la reacción de fraguado los convierte en sólidos o visco elásticos, si se

quiere obtener una impresión exacta, las propiedades de flujo de forma sólida, cuando la viscosidad y las características, sin mezcla son importantes, de ello depende la facilidad del mezclado, la cantidad de burbujas durante el mismo y la tendencia para desaparecer antes de tener dicha impresión. Las características completas y las propiedades de flujo, de un material requieren la medición de la viscosidad, la estimación indica que durante el mezclado puede encontrarse cortes tangenciales de 1600 seg. Hasta 1000 por seg.. Durante a salida de la jeringa estos valores son mayores que los que se utilizan en muchas mediciones de viscosidad.

Estabilidad dimensional.- Este cambio tiene varias causas:

- 1) Durante la polimerización todos los cauchos se contraen ligeramente a consecuencia, de la reducción de volumen dependiente del entrecruzamiento.
- 2) Como se ve, durante el fraguado las siliconas por condensación pierden alcohol, esto se acompaña de contracción igualmente la pérdida de componentes aceleradores volátiles, produce una contracción marcada en los cauchos polisulfuros de hidroperóxido.
- 3) Aunque las siliconas y los cauchos polisulfuros rechazan el agua, el poliéster la absorbe, procesos que se complican mas por la extracción simultánea del plastificante soluble en agua. Esto ocasiona cambios dimensionales de los materiales que se exponen al agua o a la humedad elevada durante ciertos periodos de tiempo.
- 4) La recuperación que sigue a la deformación, es incompleta debido a la naturaleza visco elástica de los cauchos.

Los cambios dimensionales que tienen lugar durante el polimerizado, se han medido de manera directa e indirecta usando muestras confinadas y no confinadas de elastómeros, con diferentes formas geométricas. Hay una variación entre las diferentes marcas comerciales de materiales poli sulfuros y siliconas por condensación, la cual origina a veces a una superposición, en los valores de contracción de ambos materiales.

Los elastómeros, son de dimensiones mucho mas estables, cuando se almacenan a la intemperie que los materiales hidrocoloides para impresiones. Con el tiempo todos los materiales sufren cambios dimensionales y estos cambios son de mayor magnitud, en las siliconas por condensación y los cauchos de poli sulfuros, los elastómeros de poliéster y silicona polimerizada por adición .

Por condensación requiere de mas tiempo para alcanzar una contracción máxima que los poli sulfuros, las siliconas por adición a los poli esteris .

Si es necesario mantener una precisión máxima el modelo o el dado de yeso deberá elaborarse, dentro de los primeros 30 minutos, después de retirar la impresión de la boca, en caso que el material empleado haya sido caucho de poli sulfuro o silicona por condensación .

Vida útil.- Un material de poli sulfuros o poliéster para impresiones bien fabricadas, no se deteriora demasiado en los tubos, al estar almacenado en condiciones ambientales normales. También el reactivo líquido se deteriora con la edad. Por adición sostiene que su producto mantiene su eficacia aún después de estar almacenada hasta dos años sin embargo, esto no siempre es cierto.

La exposición continua de las pastas o reactivo de siliconas al aire favorece su deterioro. Por esta razón es importante cerrar firmemente los envases, cuando no se usan; se aconseja guardar el material en un medio fresco.

Aspectos diversos.- El medio más propicio para el almacenamiento de un material elastómero de impresión, no es importante, pero el poliéster y unas siliconas no deben almacenarse, en un medio ambiente muy húmedo debido a la deformación causada por la polimerización continua. Si el material del porta impresiones de plástico, que puede absorber el agua y cambia de dimensión, no se deja ésta en un medio ambiente húmedo.

En algunas impresiones de caucho de poli sulfuro hundimientos esféricos en la superficie de los modelos y dados de yeso piedra, esto se debe a la rotura de una burbuja cerca de la superficie, es por consecuencia del aire atrapado durante el espatulado.

Sin embargo estas imperfecciones no suelen aparecer sino hasta algunas horas después de retirar la impresión de la boca, no causará trastornos si el dado de yeso piedra se elabora durante la primera media hora. A diferencia de los otros materiales hidrocoloides, los elastómeros no afectan la dureza superficial del yeso piedra cuando los elastómeros se emplean correctamente, se obtendrá una superficie lisa y dura; cuando la mezcla del yeso no se moja bien, en el caso de los poli sulfuros y siliconas el atrapamiento de aire entre el yeso y el material de impresión se puede reducir mediante el empleo de un agente humectante adecuado y en una cantidad mínima, si no la superficie del yeso resultará blanda y porosa.

En algunas grietas del material impreso, a base de siliconas la impresión es colada de inmediato porque pueden formarse pequeños orificios con aspecto de cráteres, este efecto se debe al desprendimiento de hidrógeno gaseoso, el problema puede eliminarse con solo esperar de 15 a 20 minutos antes de hacer el colado.

La elección de un material de elastómero por las características particulares que prefiere el operador. Las siliconas y los poli esterres tienen olor y color que son propiedades estéticas. Así la preparación es mas limpia; los elastómeros de silicona suelen ser inferior a los poli sulfuros y poliéster, cuando los materiales son usados con la técnica adecuada, las impresiones deben ser iguales. (2,3 y 5)

MATERIALES DE VACIADO

YESO PIEDRA

Se utiliza una serie de productos de mineral de yeso como auxiliares importantes de las operaciones dentales.

Se emplean varios tipos de yeso para hacer modelos, los cuales sirven para hacer prótesis y restauraciones dentales. Cuando se mezcla el yeso con sílice se obtiene el REVESTIMIENTO DENTAL.

Los revestimientos dentales se emplean para hacer modelos para colados de restauración dentales en metal y endurecen cuando se mezclan con agua.

El yeso en odontología se emplea en la preparación en los modelos para dentadura artificial, una mezcla de yeso paris y agua, se colocan en un recipiente y se presiona contra los tejidos del maxilar. Se deja que el yeso endurezca o fragüe, y se retira la impresión. El odontólogo puede tener una negativa de los tejidos de la cavidad bucal, se vacía en la impresión y se deja secar el yeso para que la impresión endurezca y que de un molde de yeso para confeccionar una prótesis del paciente.

Yeso.- Es un mineral que se explota en varias partes del mundo, desde el punto de vista químico, se utiliza para propósitos dentales, en sulfato dihidratado de calcio, casi puro; su fórmula es: $(\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O})$. Los productos derivados de este material, son muy utilizados en la industria, casas y edificios tienen paredes de este material

Yeso dental y yeso piedra.- Materiales resultantes de la calcinación de mineral de yeso, para procesarlo, se muele y se somete a temperaturas de 110° a 120°C (230° a 250°F), para eliminar cristalización.

El componente principal de los yesos dentales y el yeso piedra es calcio hemihidratante $(\text{C}_a\text{SO}_4)_2 \text{H}_2\text{O}$ (o $\text{C}_a\text{SO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$). Según sea la técnica de calcinación, se obtiene diferentes formas de hemihidrato alfa o beta. Los yesos piedra que son más densos y de forma prismática, el mineral del yeso puede ser:

- 1) Calcinado de baja presión de vapor en autoclave a temperatura de (120° a 130°C), (250° a 265°F).
- 2) Dehidrato, en agua en autoclave en presencia de succión de sodio. (0.5 % o menos)
- 3) Deshidrato en una solución de ebullición de cloruro de calcio al 30 % en un recipiente. Este producto es el componente principal de los yesos piedra dentales. Con lo que se hacen los modelos.

La pulverización de las partículas, una vez preparado el hemihidrato, eliminan los cristales especulares y proporciona características más favorables de empaque, reduciendo el tiempo de mezclado a la cantidad de agua necesaria. La adhesión

entre las partículas del hemihidrato es otro factor, que interviene en la determinación de la cantidad de agua requerida para obtener un producto que pueda vaciarse, pequeñas cantidades de algunos materiales de superficie, se activan como la cal o el hemihidrato que reduce notablemente la cantidad de agua del yeso piedra.

Estos factores, son regulados por el fabricante y depende de que tipo de proceso utilizado en las temperaturas de deshidrataciones, del tamaño de las partículas del mineral y de yeso para calcificar el tiempo de la calcinación de la pulverización; del producto ya terminado y del agregado del ingrediente de superficie para activar el producto final.

Productos comerciales del yeso.- Yesos y yesos piedra, que se consiguen en el comercio se componen de los hemihidratos que son productos elaborados, que contienen pequeñas cantidades de impurezas.

Anhidritos hexagonales, ortorrómbicas no convertidas.

Fraguados de los productos del yeso.- La reacción se puede invertir de forma siguiente.



Los diferentes productos que se obtienen, durante la calcinación de la reacción, en su totalidad con agua, para formar yeso, la anhidrita hexagonal reacciona con rapidez, la reacción puede tardar horas, cuando la mezcla anhidrita ortorrómbica, tiene una red especial mas estable y es de empaque mas denso, en ambos caso, la fase hemihidrato se forma antes que el yeso, durante la hidratación.

Reacciones del fraguado.- Los diferentes hidratos poseen, una solubilidad relativamente baja con una diferencia en la solubilidad de hemihidrato y del hidrato. El hidrato es muy soluble, que se emplea en estructuras expuestas a la atmósfera y constituye una ventaja ya que de lo contrario, se hubiera agotado, desde hace mucho, tiempo las reservas naturales del yeso.

En consecuencia las reacciones del fraguado, pueden comprenderse así:

- 1) Cuando el hemihidrato se mezcla con agua, se forma una suspensión fluida y fácil de manipular.
- 2) El hemihidrato se disuelve, hasta que forma una solución saturada.
- 3) La solución saturada del hemihidrato, se sobresatura con respecto del dihidrato, de modo que éste se precipita.
- 4) A medida que el hidrato se precipita, la solución ya no esta saturada y se sigue disolviendo de tal manera que el proceso continua y la precipitación, forma nuevos cristales.

A este tiempo se le denomina, periodo de inducción después ocurre un ligero crecimiento de la masa que permite colocar la mezcla en el portaimpresiones

Proporción A/P .- La proporción A/P es un factor muy importante, de las propiedades físicas y químicas del producto final del yeso. Cuando mayor sea la preparación A/P, mayor será el tiempo de fraguado y as débil será el producto del yeso. Aunque la proporción A/P, varía en las diferentes marcas del yeso y yeso piedra.

Tiempo de fraguado.- Esta reacción, requiere de un tiempo definido para producir, Al mezclar el polvo con el agua, el tiempo que transcurre desde el principio de la mezcla hasta que el material endurece; esto se conoce como tiempo de fraguado.

Es importante que el odontólogo regule, el tiempo en que se produce la reacción; al tomar una impresión, el yeso debe tener un tiempo de fraguado corto para no molestar innecesariamente al paciente.

El tiempo de fraguado, se mide con algunas pruebas de penetración, el método mas común es el de las agujas de Vicat donde las varillas están sujetas de modo que la aguja pueda bajarse por la superficie .

Para este procedimiento, también puede emplearse una aguja de Gillmore; es la que mas se usa para determinar el tiempo de fraguado.

El agua y el yeso, se miden en cierta proporción, mezclándose por un tiempo establecido, se distribuye la mezcla en un recipiente poco profundo.

En la actualidad, el tiempo de fraguado es una medición del progreso de cristalización. Cuando los intersticios del esqueleto que forman los cristales, se retira la película del agua superficial, por acción capilar para reponer el agua de hidratación. En este momento ocurre la pérdida del brillo; la medición indica las etapas de fraguado que aquí tienen lugar continúan y varían con las proporciones A/P. El método del mezclado, es útil para realizar el control y lograr una uniformidad del producto.

Regulación del tiempo de fraguado.- El odontólogo, logró regular el tiempo de fraguado, desde el punto de vista teórico, existen tres formas de llevar a cabo este procedimiento:

- 1.- Es posible aumentar o disminuir la solubilidad del hemihidrato, si aumenta la solubilidad o la sobresaturación del sulfato de calcio, que será mayor. Así aumentará la velocidad de disposición cristalina.
- 2.- Es posible también aumentar o disminuir la cantidad de núcleos de cristalización. Cuanto mayor sea la cantidad de núcleos mayor será la velocidad de formación de cristales de yeso y mas pronto se producirá el endurecimiento de la masa, debido al entrecruzamiento cristalino.
- 3.- Si se aumenta o se disminuye la velocidad de crecimiento cristalino, el tiempo de fraguado se aumenta o se retarda respectivamente.

Impureza. Si la calcinación no es completa y quedan partículas de yeso o el fabricante agrega yeso, el tiempo de fraguado se acorta, por el aumento de núcleos potenciales de cristalización. Si hay anhidrita ortorrómbica, el período de inducción aumenta y disminuye si hay anhidrita hexagonal.

Fineza. A mayor fineza de las partículas de hemihidrato mayor será la velocidad de endurecimiento de la mezcla y los núcleos de yeso, serán mas numerosos por lo tanto la velocidad de cristalización será mas alta.

Proporción A/P. Cuanto mayor sea la cantidad de agua, menor será la cantidad de núcleos por unidad de volumen y el tiempo de fraguado se prolongará.

Mezclado. Mientras mayor sea el tiempo y la rapidez de la mezcla, mas corto será el tiempo de fraguado, cuando hay contacto del yeso dental o yeso piedra y en el agua hay formación de cristales, cuando se comienza el mezclado aumenta la formación de cristales, al mismo tiempo, los cristales se rompen con la espátula y éstos son distribuidos con la mezcla con la formación de mas núcleos .

Temperatura. El efecto de la temperatura, sobre el tiempo de fraguado, tal vez sea errático y varía de un yeso piedra a otro, el cambio que se registra entre 0°C (32°F) y 50°C (120°F) la temperatura de la mezcla yeso-agua pasa de 50°C (120°F), se produce un retardo gradualmente creciente, cuando la temperatura se acerca 100°C (212°F) y no hay reacción.

Retardadores y aceleradores. El de fraguado se añade a algunas modificaciones químicas a la mezcla de yeso dental o yeso piedra. Si el producto agregado acorta el tiempo de fraguado se denomina "acelerador" y si se prolonga, se denomina "retardador".

Por lo general, los retardadores actúan formando una capa en el hemihidrato reduciendo su solubilidad y sobre los cristales de yeso presentes, inhibiendo su crecimiento.

Los materiales orgánicos como la goma, la gelatina y algunos pegamentos, se comportan de esta forma y muchas sales inorgánicas actúan como aceleradores; pero cuando su concentración aumenta, puede volverlos retardadores. La acción de estos agregados químicos, afectan otras propiedades cómo: la expansión de fraguado, el comportamiento de los aceleradores y retardadores.

Expansión de fraguado.- La expansión se puede detectar en la masa, durante el paso del hemihidrato a dihidrato, según la composición del yeso, la expansión lineal varía entre 0.66% y 0. 5%.

Se comparan los volúmenes equivalentes de hemihidrato, agua y el producto de la reacción (hidrato) se vera que el volumen de dihidrato que se forma es menor que el equivalente de hemihidrato y agua que lo compones.

Como se señala anteriormente, el proceso de cristalización y el entrecruzamiento de los cristales de hidrato, es posible que la tensión de dirección extrema produzca la expansión de toda la masa .Por lo tanto la estructura final después del fraguado, esta compuesta de cristales engranados entre los cuales hay

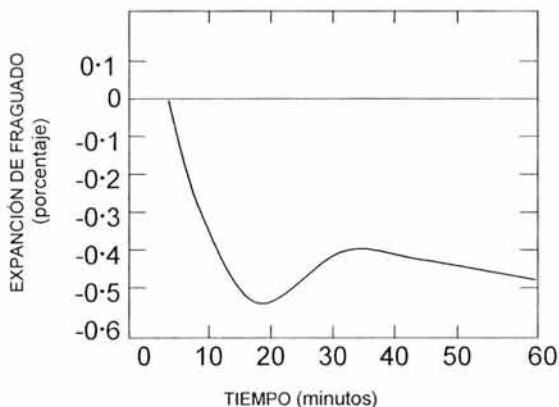
multiporos que contienen exceso de agua y al secarse, se pierde éste y el espacio vacío aumenta notablemente.

La porosidad del producto fraguado, para las diversas proporciones, del hemihidrato, son directamente proporcional para la porosidad, teniendo en cuenta que hay menor cantidad de núcleo de cristalización cuando aumenta la proporción y el entrecruzamiento de cristales es menor.

En el momento del fraguado inicial la estructura cristalina es suficientemente rígida para superar el confinamiento de los límites del molde.

Fig. No. 10

El tiempo inicial del fraguado ocurre en el punto mínimo de curva y es donde comienza la expansión, según el yeso piedra, se contrae durante el fraguado y nunca recupera sus dimensiones originales. (según la gráfica)



Fuente: Macch Materiales dentales. Ed. Panamericana, 3ra ed. Buenos aires 2002, p. 56.

Regulación de la expansión de fraguado.- En los procedimientos dentales en la expansión de fraguado, a veces es conveniente e inconveniente. En consecuencia es necesario regularla la precisión adecuada en sus aplicaciones odontológicas.

El efecto de la proporción A/P y más prolongada el tiempo de mezclado dentro de los límites prácticos, tanto mayor será la expansión del fraguado. La proporción A/P en la expansión del fraguado tiene aplicación teórica. A proporciones mayores de A/P menor cantidad de núcleos de cristalización por unidad de volumen en la mezcla espesa, se deduce que habrá menor interacción de crecimiento de los cristales de hidrato y menor será el empuje del resultado hacia fuera, para regular el tiempo se expansión de fraguado es agregar productos químicos.

Teoría de aceleradores y retardadores.- El acelerador y los retardadores químicos, no solo regulan el tiempo de fraguado sino que suelen reducir la expansión del fraguado. Un estudio confirma que los aceleradores aumentan la velocidad de formación del yeso y los retardadores invierten la reacción. A medida que se forma el hidrato, la concentración del cloruro de sodio aumenta de manera

que al final el agua queda sobresaturada y los cristales de cloruro de sodio pueden retardar la cristalización.

El acelerador más usado es el sulfato de potasio, que acelera el tiempo de fraguado en cualquier concentración y cuando éstas son bajas, su acción es la misma que el cloruro de sodio, en concentraciones de 203 % o mayores.

Uno de los retardadores más eficaces, es el bórax, que aumenta el tiempo de fraguado en cualquier concentración porque el borato de calcio insoluble, es un producto de reacción con el sulfato de calcio. Se deposita sobre los núcleos de cristalización y reduce eficazmente la velocidad de cristalización.

La reducción de la expansión de fraguado, se produce debido a un cambio en la formación cristalina del hidrato, a una velocidad inicial de cristalización tan alta que impide el crecimiento ulterior.

Si las concentraciones de cloruro de sodio y sulfato son bajas, los cristales de hidrato serán esferoidales pero más corta y gruesa que los cristales de yeso, son también planas de forma tubular.

Cuando se mide la expansión de fraguado de un producto de yeso, con una solución de sulfato de potasio o un baño de mercurio; la esferulita que se forma en este medio es más gruesa y larga que las normales por eso se prevé una mayor expansión del fraguado y los cristales empiezan a formar copiosamente los primeros periodos de reacción, antes de terminar la inducción así la masa plástica se expande antes del fraguado inicial que flota sobre el mercurio. El "envenenamiento" de los núcleos también se produce en presencia de muchos coloides, por esta razón en la sangre desecada la mayor parte de los geles coloides, son excelentes retardadores del yeso.

En gran parte los sulfatos solubles en concentraciones adecuadas, aceleran el tiempo de fraguado al agregar el polvo de hemihidrato porque las partículas actúan como núcleo de cristalización y no afecta la expansión del mismo

Expansión higroscópica.- El yeso común o yeso piedra, se deja fraguar al aire si el proceso se hace bajo el agua la expansión del fraguado puede alcanzar el doble en magnitud. La razón de éste aumento cuando se deja reaccionar el hemihidrato bajo el agua, tiene que ver con el mayor crecimiento de los cristales y no con la reacción química.

La expansión de fraguado del yeso bajo el agua, es mayor que la que se produce al aire; de la teoría se puede concluir que si se pone una cantidad insuficiente de agua durante el fraguado, se reducirá la expansión higroscópica y también en la armazón cristalina, formada antes de agregar el agua impedirá que haya expansión de fraguado. La expansión higroscópica obtenida durante el fraguado del yeso es por lo general de pequeña magnitud. El yeso que se utiliza para hacer modelos, presenta una expansión de fraguado lineal normal de 0.15% y su expansión higroscópica máxima no es mayor de 0.30% un error es suficiente para causar la desadaptación de prótesis o aparato similar hecho en un modelo.

La expansión higroscópica del fraguado de los revestimientos unidos por el hemihidrato, se utiliza a veces para la fabricación de restauraciones dentales coladas con exactitud.

Resistencia.- La resistencia de los productos del yeso, se expresa como resistencia a la compresión, aunque es preciso tomar en cuenta, la resistencia y la tensión. A partir de la teoría del fraguado, se deduce que la resistencia del yeso, aumenta con rapidez a medida que el material endurezca después del tiempo de fraguado inicial. El contenido de agua libre del producto fraguado afecta definitivamente su resistencia y se distinguen dos en el yeso.

Resistencia húmeda y resistencia seca.- Resistencia húmeda es la que existe, en la muestra de prueba se deja el exceso de agua requerida para la hidratación del hemihidrato. Cuando se elimina el agua de la muestra por desecadamiento, la resistencia obtenida es la

“seca” cuyo valor puede ser el doble o mayor que la resistencia “húmeda” a medida que se pierden los últimos vestigios de agua, precipita delgados cristales de yeso, éstos producen la fijación de los cristales de mayor tamaño; si se agrega agua o hay exceso de esta, los pequeños cristales, son los primeros en disolverse, de esta manera se pierde ese anclaje de refuerzo.

El yeso piedra es de naturaleza porosa y mientras mayor sea la proporción mayor será la porosidad; de ello se deduce que mayor proporción menor es la resistencia seca del material y mayor será la porosidad y menor la cantidad de cristales por unidad de volumen para determinar el peso de hemihidrato.

El espatulado también influye en la resistencia del yeso, al aumentar el tiempo del mezclado, la resistencia aumenta hasta el límite casi al de una mezcla manual de un minuto. Si se espátula en exceso, los cristales de yeso formados se rompen y hay menor entrelazado cristalino en el producto final.

La incorporación de un acelerador o un retardador, disminuye la resistencia húmeda y seca al producto del yeso. Esta disminución de la resistencia puede atribuir parcialmente a la sal añadida como adulterado así como la reducción de la cohesión cristalina, cuando se mezcla el hemihidrato relativamente puro con cantidades mínimas de agua, como se utiliza en odontología, el tiempo de trabajo es corto y la expansión de fraguado es excesivamente larga; el yeso para el uso del odontólogo contiene aditivos que reducen la expansión de fraguado y aumenta el tiempo de trabajo, dando un fraguado final rápido.

Al añadir más producto químico puede alterar el delicado equilibrio entre estas propiedades. Si se desea un cambio en el tiempo de fraguado, esto se logra por medio de modificaciones moderadas en las proporciones. (2,3,11, y 12)

YESO PARIS

Yeso.- En la práctica diaria el yeso rara vez se utiliza para tomar impresiones. Es rígido y se fractura con facilidad, se usa principalmente cuando se produce salida excesiva por las glándulas palatinas accesorias. El yeso absorbe la saliva produciendo una impresión sin defectos.

Composición y propiedades.- El yeso se proporciona como en polvo a este se le añade agua y se endurece, como resultado de una reacción de la hidratación. El polvo sin reacción es sulfato de calcio semihidratado, que ha sido modificado al añadirle sales inorgánicas o nitrato o sulfato de potasio, para ajustar el tiempo de fraguado que es de 3 a 5 minutos el cambio dimensional, durante el fraguado es 0.06%. Se puede añadir almidón para facilitar el retiro en la impresión del modelo en la etapa posterior, además se añade saborizante para que los pacientes lo acepte con agrado.

El polvo se puede deteriorar si se almacena en forma inapropiada en lugares húmedos, si el polvo se expone al aire por que absorbe agua, su reacción es para formar sulfato de calcio deshidratado. Si este polvo se encuentra cerrado herméticamente puede durar un año después del almacenado.

Manipulación.- El yeso para impresión se añade y se mezcla con agua en una proporción de polvo y líquido de 55 a 60 ml. de agua por 100 de polvo, este último se añade a la cantidad medida de agua contenida en la taza, se usa un espátula rígida de hoja ancha para mojar el polvo con el agua, para revolver la mezcla, el tiempo de mezclado requerido, para obtener una mezcla suave y homogénea es de 30 segundos o menos, el exceso de mezclado puede reducir el tiempo fraguado.

Yeso para impresiones.- El yeso para impresión son yesos de paris al que se le han agregado modificadores. Los modificadores tienen una propiedad doble; regulan el tiempo de fraguado y regulan la expansión. El odontólogo debe tener el tiempo suficiente para mezclar el yeso con el agua y colocar en la posición adecuada en los tejidos bucales. Sin embargo una vez que el yeso se haya contra la superficie a reproducir debe endurecer con rapidez para no prolongar demasiado tiempo y moleste al paciente.

En algunos yesos para impresión se les agrega sustancias, colorantes y mejoradores, para hacerlo más agradable al paciente. El color también ayuda al odontólogo o al técnico del laboratorio a distinguir entre el material para modelos y el yeso para impresiones.

Al separar la impresión del modelo es necesario sellar los poros de la impresión del yeso, antes de vaciar en ella el yeso. El yeso piedra para modelos, el agua se hidrata o se disuelve por que si no se hace de esa manera se impregnará en la impresión y se formaran cristales que será imposible separar el modelo de la impresión.

A veces los yesos para impresión contienen almidón de papa cuya finalidad de hacerlo soluble, una vez que el modelo se ha endurecido por completo, se coloca

la impresión y el modelo en agua caliente; el almidón se disuelve y la impresión se desintegra.

Los yesos piedra.- El yeso piedra moderno se compone principalmente de hemihidrato y los modificadores. Por lo general, estos modificadores son sulfatos de potasio usado como acelerador, y los citratos de sodio, utilizados como retardador, en el yeso para impresiones, se dice que un yeso piedra con el tiempo de fraguado establecido por este método está equilibrado. La exposición de fraguado no se afecta por el tiempo de mezclado cuando se usa el yeso piedra.

Además de los modificadores, algunos yesos piedra comerciales contienen una pequeña cantidad de hemihidrato para proporcionar a la mezcla una consistencia más suave. Es importante que el yeso piedra dental tenga baja expansión de fraguado, particularmente cuando se utiliza para confeccionar un modelo de yeso.

Los yesos piedra dentales se pueden clasificar según su forma y son: Los yesos piedra de clase I se denominan HIDROCAL y los materiales de clase II se denominan DENSITA o yeso piedra mejorado.

La principal diferencia, es que el yeso piedra de clase II se caracteriza por formar irregularidades y en particular contienen áreas superficiales menores, por ello se puede usar menor cantidad de agua y por lo general la resistencia, seca rápido que la de yeso de clase I.

En todos los casos es importante que el yeso piedra sea pesado o algunas veces sea medido con exactitud, para conseguir una buena dureza o resistencia, y sea posible obtener un modelo de yeso que no sea débil, que un hecho con yeso común si se puso agua en la mezcla del primero.

Los efectos del empaque de los diferentes productos comerciales del mismo tipo varía considerablemente de un producto a otro. Además el volumen del producto mezclado o fraguado es totalmente independiente del volumen general del polvo, en consecuencia la medición por volumen se debe establecer según las proporciones de la mezcla.

Mezclado.- El yeso común o el yeso piedra se mezclan en una taza flexible de goma con una espátula de hoja rígida. El interior de la taza debe tener forma parabólica, para que no haya ángulo ni irregularidades donde el yeso se acumule o se estanque durante el procedimiento del mezclado. Las paredes de la taza deben ser lisas y resistentes a la abrasión, las ralladuras o estrías retienen el yeso fraguado, aunque se haya lavado la taza, el tiempo de fraguado y otras propiedades al mezclar las propiedades se alteran los núcleos de cristalización que se agrega en ellos.

La espátula debe tener hoja rígida y flexible se traba, cuando es forzada la mezcla y por el peso del yeso piedra o cuando la espátula es incompleta. El extremo de la espátula debe ser redondeado para coincidir con la forma de la taza de modo que la hoja de la espátula barra fácilmente, las paredes de la taza durante el mezclado. El diseño del mango de la espátula debe ser fuerte y resistente para que no se resbale a la hora de manipular la mezcla.

Hay que evitar durante el mezclado de yeso con el agua que no se incorpore aire. Las burbujas de aire que aparecen en el modelo son antiestáticos, hacen que se debiliten los modelos.

El vibrador automático es una gran ayuda en la eliminación de burbujas de aire durante el mezclado, siempre que la vibración sea de alta frecuencia amplitud limitada, cuando el vibrador produzca agitación violenta se puede incorporar aire en la mezcla.

El espatulado real se realiza revolviendo la mezcla con vigor y al mismo tiempo barriendo, las superficie interna de la taza, con la espátula para asegurarse de que todo el polvo se haya mojado y mezclado uniformemente con el agua. Se sigue espatulando hasta que la mezcla quede suave y con una textura homogénea, si seguimos mezclando, existe la probabilidad de romper los cristales formados y debilitar el producto final, el tiempo del mezclado final es de un minuto.

El tiempo de espatulado mecánico para mezclar los productos del yeso ofrece considerablemente ventajas, el movimiento rápido de las hojas de estos aparatos se dividen las burbujas de aire en partes muy pequeñas, y aumenta la resistencia del yeso clase I, aunque el espatulado mecánico de yeso de clase II, no produce un incremento a la resistencia y a la compresión o a la tracción.

Confección del modelo.- A continuación se vacía la mezcla del agua y del yeso, dentro de la impresión se pone el vibrador y se deja correr la mezcla hacia el costado de la impresión, de manera que empuje el aire; a medida que avanza y se llena las impresiones de los moldes para tener un buen modelo.

Otra técnica es de llenar la impresión como acabamos de explicar. El resto del mezclado del yeso con el agua se pone un azulejo o loseta de vidrio, se invierte la impresión y se coloca sobre la loseta, la base del modelo se pone antes de que el yeso fragüe, este procedimiento no es el más adecuado, si se ha utilizado un material para impresión que se deforme fácilmente.

No hay que separar el modelo de la impresión mientras no haya endurecido. El tiempo mínimo para fraguar varía de 30 y 60 minutos según sea la velocidad del fraguado del yeso empleado y el tipo de material de impresión. El modelo terminado debe quedar listo y nítido y de ser exacto en todos los detalles.

Cuidado del modelo.- Si al separar el modelo de la impresión la superficie no es dura y lisa, en este modelo no se podrá reproducir una placa total, porque este modelo es una copia fiel de los tejidos bucales o toda desviación de la exactitud esperada y dará por resultado un aparato mal adaptado, es por ello que el modelo será manipulado con cuidado e inteligencia.

Hay que recordar que el yeso del cual está compuesto el modelo, es algo soluble en agua, al sumergirse el modelo seco en el agua, puede haber una expansión despreciable. Si el agua está saturada con el sulfato de calcio.

La temperatura a la que el yeso fraguado no experimenta cambios dimensionales significativos. Al aumentar la temperatura de 90° a 110°C (194° a 230°F) se produce una contracción porque se elimina agua de cristalización y el dihidrato se transforma en hemihidrato. En altas temperaturas, la contracción del yeso común es mayor que las del yeso piedra.

Esta contracción puede ocurrir cuando los modelos son guardados a temperatura más elevada que la del ambiente, si se evita estos cambios dimensionales que no se expongan los modelos a temperaturas superiores a 55°C (130°F).

Cuidados de los yesos.- Los yesos son algo sensibles a los cambios de humedad relativa del ambiente, incluso la dureza superficial de los modelos de yeso piedra fluctúan levemente con la humedad de la atmósfera. La superficie de los yesos que se hacen en una mezcla más fluida son la más afectadas y con la mezcla dura, no son afectables.

Por ello es importante que todos los yesos sean conservados en una atmósfera seca, la mejor manera se hacen, que sellen estos productos y deben de estar en un recipiente metálico o libre de humedad. (2, 3 y 5)

MATERIALES DE REGISTRO

CERAS

Las ceras forman un grupo de materiales termoplásticos, que adoptan el estado sólido a temperatura ambiente y se ablandan sin descomponerse formando líquidos móviles. Son sustancias blandas con pocas propiedades mecánicas, sus principales usos en odontología son: para formar patrones de aparatos antes de colarlos el patrón de cera define; forma y tamaño del aparato resultante, se destituye después por un polímero o una aléación por medio de la técnica llamada de "la cera perdida". Los métodos que van seguidos de un molde de cera, se conocen como técnicas indirectas de restauraciones.

Como las incrustaciones pueden elaborarse por medio del patrón de cera directo, aquí la cera incrustada se adapta y contornea en la cavidad preparada en la boca, las ceras que se utilizan para estos patrones deben tener propiedades muy controladas y con mucha precisión para que restauraciones y aparatos queden bien adaptados.

Existe otro tipo de ceras que los fabricantes utilizan solo para fijar dientes de prótesis en las hojas del muestrario.

Un tercer grupo de ceras es el que se usa para unir temporalmente componentes de un aparato, por ejemplo durante el soldado conocido también como cera de pegar.

Los requisitos de los materiales para patrones de cera, se usan tanto para técnica directa como para la indirecta.

El patrón de cera debe conformar el tamaño, forma y contorno exactos del aparato que se va a construir.

No debe producir cambios dimensionales, el patrón de cera una vez conformado éste. Después de la formación del molde del colado debe ser posible eliminar la cera hirviéndola o quemándola sin dejar residuos.

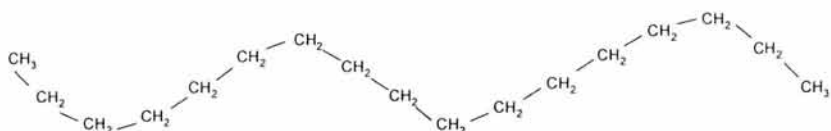
La capacidad para registrar los detalles va a depender del flujo del material a temperatura del moldeado que esta por encima de la temperatura ambiental en la técnica directa. La precisión y estabilidad dimensional dependen de los cambios dimensionales producidos durante la solidificación y enfriamiento de la cera, si se introducen sobrecargas térmicas puede haber distorsiones.

Composición de las ceras

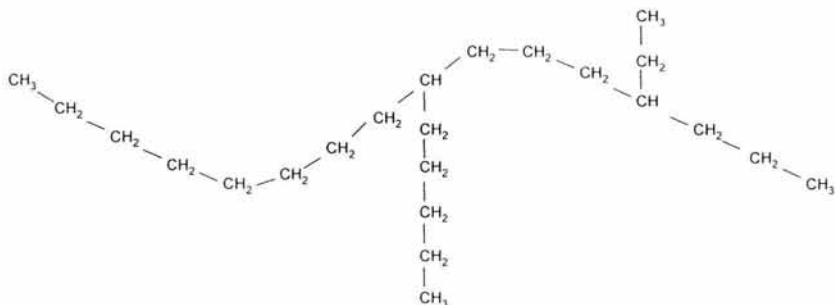
Están compuestas por materiales termoplásticos, que se ablandan al calentarlos y endurecen al enfriarlos, sus principales componentes son de origen animal, vegetal o mineral.

Origen mineral.- La cera parafina y la cera microcristalina, se obtienen de residuos del petróleo, ambas son hidrocarburos de cadena recta simple y el material microcristalino tiene la estructura ramificada así como se presenta en las siguientes formulas:

Hidrocarburo de cadena recta componente de la cera parafina.



Hidrocarburo de cadena ramificada componente de la cera micro cristalina.



La parafina se ablanda a una temperatura de 37–55°C y se funde a 48–70°C, son frágiles ambiental.

Las micro cristalinas se funden entre los 65–90°C, es un material menos frágil que las parafinas.

Origen animal.- La cera de abeja extraída de panales, consiste en poliésteres naturales parcialmente cristalinos a menudo se mezclan con parafina para modificar sus propiedades. el efecto de adición de ceras de abeja en las parafinas es la disminución de la fragilidad del material y reducir la extensión a la que fluiría bajo esfuerzo a temperatura justo por debajo del punto de fusión.

Propiedades de las ceras dentales

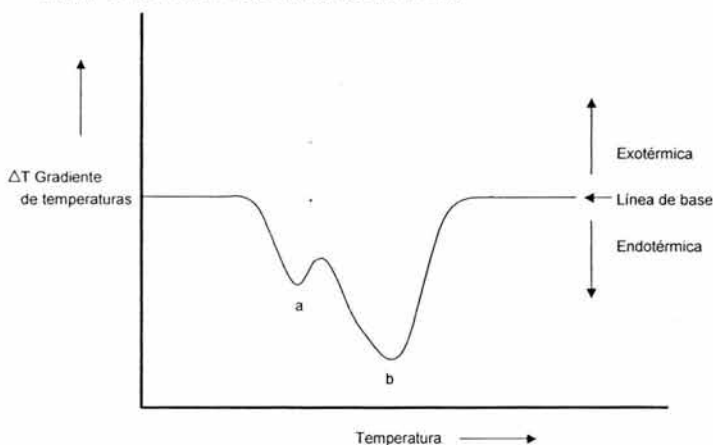
Se caracterizan por sus propiedades térmicas como son: punto de fusión y la temperatura de transición sólido-sólido que esta relacionada con la temperatura de ablandamiento y se observa en el coeficiente de expansión térmica, es factor principal para precisión.

La estabilidad dimensional, es también una función de la magnitud de las cargas, durante la contracción térmica después del modelado.

Las propiedades mecánicas importantes son: la fragilidad y el grado de flujo que sufrirá un material a su temperatura de trabajo

Propiedades térmicas.- Todas las ceras que se usan en odontología, tiene una estructura predominante cristalina, se caracterizan por un punto de fusión bien definido.

Fig. No. 11 Gráfica que indica la transición sólido-sólido que entraña un cambio en la estructura cristalina de la cera.



Fuente: Macch Materiales dentales. Ed. Panamericana, 3ra, ed. México 2002, p. 75.

La gráfica muestra que un segundo pico endotérmico a una temperatura menor que el punto de fusión, también nos indica una transición sólido-sólido que entraña un cambio en la estructura cristalina de la cera, el cambio es acompañado de propiedades mecánicas y la cera pasa de un estado sólido a un estado relativamente frágil razón por la cual, a la temperatura de transición se le llama temperatura de ablandamiento.

Los fabricantes controlan el punto de fusión, mezclando diversos tipos de componentes de origen; animal, vegetal o mineral.

Después del modelado se deja que la cera se enfríe en este periodo puede ocurrir una contracción significativa, debido al elevado valor del coeficiente de expansión. Los cambios dimensionales pueden deberse al alivio de la sobre carga y también a la producción de temperaturas elevadas.

El método mas usual para el ablandamiento de las ceras es usar el mechero de Bunsen, para lograr un calentamiento uniforme. El calentamiento en agua produce un ablandamiento mas regular, este método es poco usual ya que puede incorporarse agua en pequeñas cantidades y producir alteraciones en sus propiedades.

El método ideal para ablandar la cera es utilizar un horno controlado con termostato que mantiene la cera a una temperatura constante y por encima del punto de ablandamiento, lista para ser usada.

Propiedades mecánicas.- Estas son un factor que determinan la moldeabilidad y estabilidad de las mismas, el valor de flujo esta en relación con el estiramiento.

La fragilidad; es otra propiedad importante que los fabricantes pueden controlar. Las ceras para prótesis deben ser resistentes ya que la base de las prótesis puede necesitar ser retirada de un molde ligeramente socavado sin fracturarse.

Aplicaciones

Aparte de sus usos como materiales de impresión, las principales aplicaciones de las ceras en odontología son las que se usan como ceras de moldeado y como ceras de incrustación llamadas en conjunto "ceras patrón".

Ceras de modelado.- La fabricación de prótesis incluye varias fases utilizándose ceras al menos en dos de ellas, después de hacer un molde de yeso piedra de una impresión, se construye un reborde de cera, ya sea sobre el molde o una base de prótesis que se haya adaptado al molde. El reborde se inserta en la boca del paciente en la fase del registro para una correcta relación de oclusión.

La siguiente etapa es montar los dientes artificiales sobre la cera y comprobar la fase de la prueba. Las ceras que se usa con este propósito, debe tener una temperatura de ablandamiento que supere a la bucal a manera de que no se deforme en la etapa de prueba de registro, deben ser resistentes para reducir la posibilidad de fractura al retirar del molde de yeso piedra.

Las ceras de modelar consisten principalmente en una mezcla de parafina y cera de abeja y tiene punto de fusión entre 49° y 58°C suelen suministrarse en forma de hojas y rollos en bloque, las hojas enrolladas cambian de forma al ablandarse esto es debido al alivio de las tensiones introducidas durante el enrollamiento. En las ceras de modelar aunque la temperatura de ablandamiento este por encima de la temperatura bucal. Los materiales se ablandan y se deforman ligeramente, si se deja en la boca mas tiempo de lo indicado es necesario tomar en cuenta esto durante el registro de la prueba.

Materiales para plancha de base de prótesis.- Las ceras para modelar se ablanda y deforman si se dejan en la boca mas tiempo de lo necesario es por eso que se utilizan Shellac; que es una resina parecida a la cera pero mas estable a temperatura bucal, para elaborar la base de una prótesis provisional, luego se construyen los ganchos sobre esta base mas estable, Shellac tiene una temperatura de ablandamiento mas alto que el de la cera de modelar ordinaria.

Otro método mas utilizado para la plancha, es la base de acrílico permanente o provisional. (1, 2 y 5).

MATERIALES PARA BASE DE DENTADURAS

Generalmente, se hacen con los materiales plásticos para bases de dentadura y se dividen en dos grupos y son:

a) Termo curables

b) Termo plásticos.

- a) Un material termo curable es aquel, que durante el modelo y elaboración, sufre un cambio químico y el producto terminado es diferente, al material empleado originalmente. Este material resulta imposible de reblandecerlo y remodelarlo por calor, para darle otra forma. La vulcanita y la resina de fenolformaldehído, son dos ejemplos de materiales termo curables empleados como bases de dentaduras; durante casi 100 años, la vulcanita fue uno de los materiales preferidos, de muchos dentistas que intentaron realizar el uso de la vulcanita, ésta se pudo mantener hasta los años treinta del polimetilmetacrilato, comúnmente conocido como resina acrílica.
- b) El material termoplástico, es el que no sufre ningún cambio químico durante el moldeo, cuyo producto final corresponde al original, excepto por un cambio de forma, estos materiales pueden reblandecerse por calor y así se pueden moldear para darles una nueva forma; los materiales que se usan como base de dentadura, son de celuloide, nitrato de celulosa, resina de vinilo, el nylon, el poli carbonato y la resina acrílica; de todos estos el mas aceptable es la resina acrílica.

Los materiales que se emplean para las dentaduras, deben presentar las características de los materiales ideales para base y son:

1. Aspecto natural: color de encía, translucidez permanente.
2. Facilidad de manejo.
3. Altos índices de resistencia, límite de elasticidad y resistencia.
4. Alta dureza de superficie y baja gravedad específica.
5. Facilidad para su preparación, junto con la estabilidad dimensional, durante su procesamiento.
6. Carencia de: olor, gusto y elementos tóxicos para los tejidos de la boca.
7. Resistencia a la absorción de agua y al desarrollo bacteriano.
8. Buena retención térmica.
9. Buena conductividad térmica.
10. Utilidad para cualquier tipo de aparato protésico.

11. Bajo precio y con buena duración de almacenamiento.

Ninguno de los materiales empleados hasta ahora y los dos requerimientos mencionados, ofrecen las cualidades antes mencionadas; solo la vulcanita y la resina acrílica, son materiales que se emplean satisfactoriamente, durante periodos considerables.

Producto de celulosa.- Las bases de celulosa de 1970 y la posterior utilizada del nitrato de celulosa, provocaron deformación en la boca, tienen un sabor alcanforado debido a que se usaba como plastificante y se eliminó para el uso de la dentadura, forma burbujas, manchas y pérdida de color su uso fue de un tiempo de dos meses.

Fenolformaldehído.- Estos materiales comúnmente conocidos como baquelita. Se encontró una aplicación universal, en la industria se hicieron varios intentos para poder utilizarlos como base para dentadura, y son bastante superiores a las bases de celulosa, estas nuevas bases ofrecieron ciertas dificultades en su elaboración, se encontró que perdían su color en la boca y tendían a recobrar el matiz ambarino que es natural del material, no se usa en dentadura parcial metálica.

Resina de vinilo.- Las propiedades generales de este grupo de resina, se utilizaba con buen éxito como bases de dentadura pero por la poca resistencia, hacía que se fracturará al cabo de poco tiempo de uso.

Si resulta conveniente, cuando se emplea sola puede combinarse con otras resinas, como la resina acrílica.

Resina acrílica.- Las resinas acrílicas se usaron por primera vez como base para dentadura a principios de 1930, se empleó como verdadero material termoplástico y bajo la acción de calor y presión, se hizo un vaciado en forma de dentadura a partir de un modelo completamente polimerizado.

La técnica moderna para el uso de la resina acrílica en forma de un monómero líquido y de un polímero en polvo, se introdujo en 1937. Esta técnica se conoce con el nombre de "Técnica de pasta". Todos los que se utilizan hoy en día, se presentan en esta forma.

El metilmetacrilato, es un líquido que se conoce como monómero, si las moléculas de éste se activa mediante un producto químico, se unen unas contra otras y forman moléculas más grandes; la formación de éstas hacen que el metilmetacrilato cambie de líquido a sólido y en su estado sólido constituye un polímero conocido como polimetilmetacrilato.

La polimerización del monómero puede tener lugar a la temperatura del cuarto, pero si no se activa, de alguna manera dicha polimerización tarda mucho en completarse. Un aumento en la temperatura aumenta también el índice de polimerización normal. El objeto de aumentar la temperatura es acelerar el procesamiento de la polimerización

El grado de polimerización se puede determinar al estimar el número promedio del peso molecular, se ha observado que se obtienen grados muy diferentes de

polimerización de acuerdo con: el método, tiempos y temperatura que se utiliza para la polimerización de las dentaduras. Se ha demostrado así mismo que el grado de polimerización, se encuentra en relación directa con muchas de las propiedades físicas de la reacción de la resina acrílica. Cuando el monómero y el polímero se mezclan, éste queda sujeto a la acción solvente de su propio monómero, lo que ocasiona un reblandecimiento de las partículas del polímero y en la absorción del monómero. Las consecuencias de esta reacción es un cambio de las consistencias de las mezclas que es una "arena húmeda",

La proporción con la que se alcanza la consistencia de la pasta varía de acuerdo con:

- a) Temperatura.
 - b) Forma y tamaño de las partículas del polímero,
 - c) Contenido de plastificante en el polímero.
 - d) Índice de polimerización del polímero.
 - e) Relación del monómero y polímero existente en la mezcla.
-
- a) Si la temperatura ambiente en la sala es alta, se observa que la consistencia de la pasta se alcanza rápidamente, debido a la mayor eficiencia de la acción solvente del monómero.
 - b) El tamaño de las partículas del polímero influyen en la rapidez con que se obtiene la consistencia de la pasta, porque cuanto menor es la partícula mayor es el área de la superficie del polímero que se presenta al monómero, de igual manera el polímero de partículas de menor tamaño disminuye el tiempo para producir un reblandecimiento y para asegurar que el reblandecimiento sea uniforme en toda la masa, es recomendable que exista una igualdad en las partículas cuyo tamaño es menor de 300 μm , se utiliza en base de la dentadura.
 - c) Los polímeros que contienen un alto porcentaje de plastificante, son mas blandos y mas fáciles de penetrar por el monómero que aquellos cuyo contenido es un plastificante mas bajo; estos polímeros son mas blandos y se reblandecen mas rápidamente con monómero y toman menos tiempo para que lleguen a una consistencia pastosa.
 - d) El fabricante deberá asegurarse de que el polímero tenga un peso molecular promedio que permita conseguir una consistencia pastosa dentro de los límites de un tiempo razonable.
 - e) Entre mayor sea la cantidad de polímero que se encuentra en la mezcla, menor será el tiempo que tome en adquirir una consistencia de la pasta.

Composición del monómero.- La temperatura ambiente influye sobre la reacción de aceleración del metilmetacrilato siendo éste un líquido transparente e incoloro, su gravedad específica es de 0.945 y el punto de ebullición es de 100.30°C. Puesto que el monómero se polimeriza por acción del calor o luz es necesario evitar que esto ocurra a la temperatura ambiental para preservar el material, durante su almacenamiento. A todos los monómeros dentales por otras partes se les añade un hidrato o un estabilizador.

La hidroquinona tiene acción inhibitoria sobre la polimerización del metilmetacrilato y por ello se agrega en proporciones que normalmente no sobrepasan un 00.005%.

Para asegurarse que se obtiene una base de dentadura insoluble y estable dimensionalmente, debe agregarse al monómero un agente de cadena cruzada durante la polimerización, tal sustancia eslabona las cadenas de polimetil metacrilato y actúa como cerrojo contra la disolución con solvente este propósito puede utilizar dimetacrilato u glicol del 1 al 2%.

La composición del monómero también puede modificarse por medio de la adición de otras sustancias monoméricas tales como: monómero de estireno, el acetato de vinilo y etil metacrilato, con el objeto de aumentar las propiedades de la dentadura ya terminada.

Composición del polímero.- El polímero de polimetil metacrilato es una resina transparente semejante al vidrio y para su aspecto dental, la adición de tres sustancias: un iniciador, un plastificante, un agente y un colorante del plastificante puede omitir en la forma transparente del material, un iniciador es necesario para superar la acción retardadora del inhibidor y en segundo lugar para dar principio a la polimerización, se utiliza sustancia como el peróxido de laurilio en cantidades que pueden variar de 0.02%.

Los plastificantes son sustancias que se añaden a los materiales plásticos, con el objeto de que estos puedan modelarse, con mayor facilidad por acción del calor y de presión. Las sustancias que se usan en las bases para dentadura, no deberán ser tóxicas. Porque existe una tendencia de separación por percolación mientras se usa la dentadura. El ftalato de dibutilo o trifenil-fosfato, son los plastificantes normales usados en proporciones de 2.7%.

Los agentes colorantes deberán ser estables durante la técnica de elaboración. Con el metilmetacrilato, se pueden emplear pigmentos inorgánicos como: el óxido de hierro, óxido de zinc y sales de cadmio, usualmente los pigmentos se impregnan en las superficies de las partículas del polímero.

El monómero es extremadamente volátil y por ello el frasco que lo contiene debe estar bien cerrado, cuando no se encuentra en uso. Su inflamabilidad hace que sea importante mantenerlo al cuidado de cualquier tipo de flama, normalmente se mantiene en botella de color oscuro y lejos de la luz directa a temperatura ambiente. Todas estas precauciones aseguran que son durables.

Propiedades del polímero.- No existe posibilidad de que el polímero sufra ningún cambio a la temperatura ambiental normal y su conservación puede considerarse como indefinida.

Propiedades del polímero combinado.- El primer paso para la elaboración de una dentadura de resina acrílica es mezclar el monómero y el polímero, mientras se hace la mezcla durante el empaquetado y la elaboración, se deben tener presente los siguientes fenómenos:

- 1.- El polímero sufre la acción disolvente del monómero y se reblandece.
- 2.- En la reacción, la mezcla toma varias consistencias "arena húmeda", viscosa pastosa, correosa y finalmente dura. La rapidez con que se desarrollan esos cambios, depende de los factores previamente establecidos.
- 3.- Tras colocar la mezcla en la mufla y aplicar calor al monómero se polimeriza y finalmente endurece.
- 4.- La polimerización del monómero provoca una contracción volumétrica de 20% y así mismo hay una considerable reacción de calor.
- 5.- Una vez polimerizado el monómero se observa en la mufla que la masa se compone únicamente de polímero; esta se mantiene blanda y se conserva la temperatura final de curado, pero se endurece cuando la mufla se enfría, estos cambios se deben a la termo plasticidad del polímero.
- 6.- La polimerización produce resultados óptimos y es importante que se lleve a cabo lentamente y que el material se mantenga bajo presión.

Control del calor.- La operación de agregar el polímero al monómero debe ser lenta, la razón de esta advertencia es que el pigmento o colorante se encuentra en la superficie de las partículas del polímero y por consiguiente un contacto demasiado rápido con el monómero deslavaría una parte del pigmento.

Otros factores que afectan el calor de la dentadura ya terminada, son en primer término: el calor de la dentadura y el terminado así como el grosor, el área mas gruesa es menos translúcida y por consiguiente más oscura.

Siempre es deseable una mezcla espesa, las razones son indispensables de cualquier problema del control del calor. Cuando no se desee cambiar el matiz de la dentadura, deberá añadir al polímero rozado cierta cantidad de polímero transparente antes de efectuar la mezcla.

Porosidad.- La porosidad de la resina acrílica se presenta cuando hay:

- a) Contracción del monómero durante la polimerización.
- b) La volatilización del monómero durante la polimerización, cuando ésta tiene lugar a una temperatura que excede un cierto índice. Las porosidades resultan por contracciones gaseosas y se presentan en conjunto en la misma dentadura.

Porosidad por contracción.- Para evitar este defecto es importante aplicar presión sobre el material, durante la polimerización objeto de que los poros se contraigan y así se obtiene una estructura normal. La presión deberá aplicarse en el momento en que se produzca la polimerización. Tyman ha demostrado que esto ocurre entre 70° y 90°C; entre esas temperaturas las resinas presentan mayor fluidez y se encuentra en las condiciones mas adecuadas para que se le aplique presión, siendo ésta de dos maneras:

- 1.- Mediante el añadido de material en exceso durante el cierre de prueba y por el cierre completo de la mufla bajo presión.
- 2.- Añadiendo material excesivo, pero sin cerrar completamente la mufla, además de utilizar alguna forma de presión aplicada desde el interior por medio de abrazaderas de resorte.
En caso necesario la presión deberá aumentar el periodo de mayor contracción 70°C y 90°C.

Este tipo de porosidad también puede producirse en regiones específicas debido a la presencia de un exceso de monómero. Si esto ocurre, puede deberse a una mezcla incorrecta del monómero con el polímetro al haber empacado antes de conseguir la consistencia si la porción del monómero fuera excesiva.

En el empacado cuando se alcanza una consistencia adecuada de la pasta, ayuda a evitar porosidad localizada por la contracción puesto que se logra la homogeneidad de la masa en términos de distribución del monómero y reblandecimiento del polímero.

Porosidad gaseosa.- Por ser distinta de la porosidad por contracción, la porosidad gaseosa se localiza siempre en la superficie de la dentadura más cercana a la parte central de la mufla; en la dentadura inferior en la parte lingual en cambio la porosidad por contracción se presenta en toda la dentadura tanto superior como inferior

La cantidad de calor que se genera a causa de la polimerización, depende del volumen de la resina, de la proporción del monómero en la resina y de la rapidez con que el calor externo llegue a la resina; a pesar de que el verdadero volumen de resina de una dentadura a otra. Si la dentadura delgada puede calentarse con mayor rapidez sin ningún signo visible de porosidad, este método de polimerización es aconsejable para todos los casos. Es difícil estimar el volumen del material en todas las dentaduras incluso los mas gruesos pueden polimerizarse sin dificultad.

Hay también otras deficiencias estructurales que producen las resinas acrílicas; como la granulosidad donde se produce una pérdida de monómero y la siguiente por falta de una unión de las partículas de un polímero por el monómero polimerizado; la pérdida del monómero se puede producir por:

- a) Evaporación durante la mezcla.

b) Por absorción en el yeso durante el empaçado.

Ambas causas pueden prevenirse, en primer lugar si la mezcla se realiza en vasos estrechos provistos de tapadera si se cubren todas las superficies de yeso con un medio adecuado

Cuando la granulosis se presenta, por lo general es una restauración donde se ha utilizado un volumen reducido de material. El efecto de la evaporación, es más notable cuando se reduce el contenido de monómero.

Una vez terminada la polimerización, se debe dejar que la mufla se enfríe lentamente antes de empezar a sacarla.

Tensiones internas.- La polimerización de la resina acrílica, se observa un grado considerable de tensión interna producida principalmente por los distintos coeficientes de expansión térmica que constituye a la dentadura y del molde. Estos son los coeficientes:

Metilmetacrilato	81
Yeso paris (mezclado 100/60)	18
Dientes de porcelana	4.1
Dientes de acrílico	81
Oro	41.4
Acero inoxidable	11

Estas variantes son importantes cuando se enfría la dentadura según la tabla, se aprecia que la base de resina se contrae cuatro veces más que el molde de yeso y veinte veces más que los dientes de porcelana y cinco veces mas que los dientes de oro, el examen hecho por fotoelasticimétrico permite observar con claridad las áreas de esfuerzo.

Aunque la contracción térmica constituye el factor principal en la formación de esfuerzo interno, Hoton estima que en una dentadura la cuarta parte de los esfuerzos se originan a causa de la contracción por polimerización.

Una de las ventajas de utilizar un agente de cadenas cruzadas, es disminuir al mínimo la liberación del esfuerzo éste en una dentadura puede reducir en forma considerable, utilizando dientes de acrílico en vez de porcelana ya que no existe diferencia de coeficiente térmico entre la base de la dentadura y los dientes. El enfriamiento lento de la mufla, también se recomienda como ayuda complementaria para reducir al mínimo el esfuerzo.

Las reparaciones de mayor importancia son los factores totales del paladar, exigen que se desprendan todas las partes afectadas de la dentadura. Se ha demostrado que en las dentaduras fracturadas, la resina que se encuentra a cada lado de ésta muestra una tensión considerable y por ello estas áreas se cortan al reparar la dentadura.

Propiedades de la resina polimerizada - La resistencia a la tensión de la resina acrílica varía de 48 a 62N/mm², de acuerdo con el contenido de plastificante y el grado de polimerización. Una resistencia relativamente baja significa que el material no es conveniente para casos en que el paciente puede desarrollar fuerzas excesivas para uso normal, sin embargo la resistencia de estos materiales a la tensión, parece ser la adecuada. La resistencia contra los impactos en las resinas acrílicas no es alta y por consiguiente no resiste tensión súbita como la que puede sobrevenir al dejar caer una dentadura al piso. Al aumentar el contenido de plastificante aumenta la resistencia a los golpes, pero solo es detrimento de la dureza y de la resistencia a la tensión.

Las resinas acrílicas son malos conductores térmicos y eléctricos su baja conductividad térmica constituye una de las razones por las que la polimerización debe iniciarse lentamente y a baja temperatura para permitir que la conducción de calor se produzca a través de toda la pasta; clínicamente la mala conductividad térmica, priva a la mucosa subyacente de estímulo térmico adecuado e inversamente inhibe la pérdida de calor de la mucosa hacia la boca. Esta es una de las razones de porque la reacción de los tejidos es mejor con dentadura de base metálica que con las bases acrílicas.

La densidad de las resinas acrílicas de 1-19 g/cm³ es menor que la de cualquier otro material para base y constituye una ventaja para la retención de la dentadura superior, Ésta resina absorbe el agua con facilidad y da por resultado una expansión del material una vez insertada la dentadura en la boca , la absorción del agua durará hasta periodos de seis meses o mas; la absorción de agua, se acompaña de cambios dimensionales y puede requerir ajustes en la periferia o en la oclusión. Si las dentaduras se dejan secar se pierde entonces el contenido de agua y el material se contraerá razón por la que los pacientes deben mantener siempre las dentaduras en agua cuando no las usan.

También en el laboratorio las deben mantener húmedas antes de ajustarlas y así mismo durante el tiempo que transcurra su reparación. Las resinas acrílicas son solubles en alcohol y en metimetacrilato siempre se deberá evitar el contacto con dicho solvente porque provoca que la superficie del material se estrelle.

La resina acrílica es radiolúcida lo que significa que no se proyecta o no aparecen en la radiografía. Esta particularidad puede ser causa de dificultad en accidentes en el paciente . (13 y 18)

Resumen.- Las ventajas y desventajas de la resina acrílica puede enunciarse de la siguiente manera.

Ventajas

- 1.- Buen color semejante a los tejidos naturales y permanente.
- 2.- Fácil manejo.
- 3.- Dureza adecuada y baja gravedad específica.
- 4.- Buena resistencia a la proliferación bacteriana.

5.- Costo razonable y duración de almacenamiento satisfactorio.

Desventajas

1. Sufre cambios dimensionales a consecuencia del lavado y secado y una reelaboración.
2. Puede cambiar de forma durante la reparación.
3. Baja conductividad térmica.
4. Es radio lúcida.

Resinas acrílicas autopolimerizables.- Estos materiales son iguales a los que sirven como bases de dentaduras de resina acrílica tratada por calor pero difiere en la forma en que se provoca la polimerización.

La composición del monómero se modifica al añadir un activador químico que se utiliza para activar el peróxido de benzoilo en el polímero e iniciar la polimerización a la temperatura ambiente, éste activador toma la forma de una amina terciaria, se produce calor exotérmico y se provoca una contracción, el aumento de la temperatura es menor debido a la ausencia de toda fuente de calor, así como la contracción del polímero se reduce considerablemente el tamaño promedio de una partícula es de 150 μm . El peso molecular promedio para los materiales autopolimerizables puede ser alrededor de 3,500 y para las bases polimerizadas térmicamente es de 40,000, esto significa que se produce polímero de longitud de cadena mucho más corta y que disminuye la resistencia transversal y las bases auto polimerizables con polimerización térmica.

La dureza de las bases auto polimerizados es menor que la de la base polimerizada térmicamente, al hacer la prueba inmediatamente después de su elaboración, al cabo de un lapso de dos semanas, la dureza de una y otra es prácticamente la misma esto indica que a pesar de que las bases auto polimerizada presentan una polimerización menos completa al principio, el proceso de polimerización continúa.

De la misma manera se produce en ellos menor cambio térmico, pueden elaborarse con menor cambio dimensional la contracción lineal se calcula entre 0.10 y 0.24%, de la mitad que con los materiales polimerizables térmicamente y esta dentadura ajusta mejor en la boca. Es necesario mencionar esta porque la polimerización comienza tan pronto como se mezcla el polvo y el líquido y el tiempo en que se llega a cualquier etapa de la polimerización, es menor que en el caso de los acrílicos que polimerizan térmicamente. Por lo tanto es necesaria una técnica más rápida para los acrílicos autopolimerizables.

Usos.- Se sugiere que el uso principalmente sería en las reparaciones. Estos materiales se emplean para hacer dentaduras nuevas, aparentemente con buen éxito, en cuanto a resistencia y ajuste, pero la mala retención de los dientes de resina acrílica es una desventaja cuando se usan para este tipo de trabajo. Se puede usar para hacer porta impresiones especiales, bases para rodillos de cera o

rebase de dentaduras, en este último caso, la poca reducción significa una ventaja definitiva.

Resina de escurrimiento.- En el curso de los últimos años, se ha introducido y puesto a prueba las resinas de escurrimiento la ventaja que ofrece es que el terminado requiere poco trabajo. Ya que la superficie que se obtiene en el molde hidrocoloide, es buena, sin embargo colocar los dientes en el molde flexible es una operación azarosa que no siempre se reproduce con exactitud, el molde original en cera se toma en consideración, sin embargo también es importante el costo creciente de estos materiales y las propiedades inferiores que ofrecen, rara vez se usarán.

Materiales blandos para bases de dentaduras.- Los materiales blandos para base de dentaduras se aplican en combinación con las resinas acrílicas; en dentadura inferior completa, áreas marcadas de retención en bordes con defectos congénitos o adquiridos del paladar, los materiales deben poseer:

- a) Una fácil elaboración.
- b) Estabilidad dimensional durante su elaboración.
- c) Baja absorción de agua cuando se coloca en la boca.
- d) Buena resistencia de enlace con la resina acrílica.
- e) Alta resistencia a la abrasión.
- f) Suavidad y recuperación elástica.

Es conveniente poseer una técnica sencilla de elaboración que además no ofrezca posibilidad de cambiar dimensionalmente.

La absorción de agua de los materiales blandos debe ser baja, ya que de lo contrario, puede causar dilatación y así estropear el ajuste de la dentadura, provocando una tensión indebida entre el material rígido y el blando. Por otra parte las bacterias y la materia nutritiva en solución penetrarán en el material.

La resistencia a la abrasión de los materiales suaves, con frecuencia es menor que la de la resina acrílica, por ello puede haber peligro de que la superficie de ajuste de una dentadura de acrílico suave, se dañe si se limpia vigorosamente con un cepillo duro y polvo abrasivo; la limpieza química combinada con un cepillo suave en agua corriente, es aconsejable para este tipo de material. (4,7,9, 11 y 14)

MATERIALES DE BASE

QUÍMICA DE LAS RESINAS SINTÉTICAS

Por definición son compuestos orgánicos no metálicos, que se obtienen por síntesis a partir de compuestos orgánicos, pueden ser modelados de diversas maneras y después endurecidos para uso comercial, como son: materiales para construcción, aparatos de implementos domésticos, equipos electrónicos, telas para actividades humanas utilizadas para confeccionar algunos plásticos. El término "Plástico", comprende sustancias fibrosas elásticas resinosas ya sean duras o rígidas. Todos estos materiales poseen ciertas similitudes Químicas, ya que están compuestos por polímeros o moléculas complejas de elevado peso molecular, la forma de partículas y la morfología de la molécula determina en gran medida si el plástico es una fibra o un producto elástico o una resina.

Originariamente eran desechos de laboratorio o residuos pegajosos que quedan de ciertas reacciones orgánicas. En las cuatro o cinco últimas décadas, estos materiales resinosos compuestos por moléculas gigantes atrajeron la atención de los químicos, así nació el campo de los plásticos, es difícil prever el impacto que tendrán los investigadores de este ámbito sobre la Odontología, pero probablemente en ningún otro ámbito se observaron efectos tan importantes y de gran alcance en la práctica dental.

Clasificación de resinas.- Con frecuencia no es posible hacer la determinación cuantitativa de su composición y estructura mediante los métodos analíticos disponibles.

Una clasificación atiende las propiedades térmicas de las resinas. Por lo general las resinas sintéticas son moldeadas sobre presión de calor para ser transformadas en artículos útiles. Si las resinas se moldean sin que haya cambios químicos, por ejemplo al ablandar con calor y presión y enfriarlo después de moldearlo se clasifican como termo plásticos, como se vio en los preparados para impresiones. Las resinas termoplásticas son fundibles y suelen ser solubles en solventes orgánicos. Por otra parte durante del proceso de moldeado se produce una reacción química de modo que el producto final obtenido es diferente a la sustancia original desde el punto de vista químico, las resinas se clasifican como resinas termocurables, estas resinas tipo termocurables no se funden ni se solubilizan.

Una manera más exacta de la clasificación de una resina; va en función de sus unidades estructurales; esta clasificada y será una de las que utilizaremos.

Resinas dentales.- Los materiales elastómeros estudiados son ejemplos de resinas sintéticas. Otras son resinas empleadas para la restauración de dientes o estructuras dentales, la bases de la prótesis parte que se apoya sobre tejido blandos de la boca, casi siempre se elaboran en resina; muchas veces los dientes artificiales también son de plástico. Las propiedades ópticas de color de las resinas son empleadas por que son buenas para las restauraciones y no pasan desapercibidas.

La resinas sintéticas usadas con mayor frecuencia en odontología son las de tipo acrílico, poli (metacrílico de metilo).

Más bien debe poseer cierto conocimiento sobre los conceptos básicos de la Química de las resinas para valorar mejor los adelantos de ese campo. Por esta razón la gran parte de éste capítulo está consagrado a la revisión de los fundamentos de la Química de la resina.

Requisitos para las resinas dentales.- Las resinas dentales actuales se hayan más o menos limitadas a los poli (metacrilatos de metilo) y otros polímeros de metacrilatos es que son las únicas que proporcionan con técnicas más o menos sencillas, las propiedades esenciales para el uso de la boca.

Los requisitos ideales de una resina son:

- 1.- El material debe tener la suficiente translucidez o transparencia para reproducir estéticamente los tejidos que han de reemplazar. Debe ser capaz de pigmentarse con esa finalidad.
- 2.- No debe experimentar, cambios de color ni de aspecto después de su procesamiento ni dentro de la boca ni fuera de ella.
- 3.- No deben dilatarse contraerse ni curvarse durante el proceso, ni mientras la use el paciente en otras palabras a debe tener estabilidad dimensional en cualquier uso.
- 4.- Deben poseer resistencia resiliencia a la abrasión adecuada para soportar el uso normal.
- 5.- Deben ser compatible y repelente a los líquidos bucales para que no se conviertan en insalubre o de olor y sabor desagradable. Si se utiliza como material de obturación o cemento, debe unirse a diente químicamente.
- 6.- Debe ser completamente insoluble en los líquidos bucales o cualquier sustancia que ingrese en la boca y prevenir "Ataques" corrosivos. No debe de absorber líquido.
- 7.- Debe ser insabora, inodora, no tóxica ni irritante para los tejidos bucales.
- 8.- Su peso específico debe ser bajo.
- 9.- Su temperatura de ablandamiento será muy superior a la de cualquiera de los alimentos o líquidos calientes introducidos en la boca.
- 10.- En caso de ruptura inevitable debe ser posible reparar la resina con facilidad y eficacia.
- 11.- La transformación de las resinas en aparato protético debe efectuarse fácilmente con equipo sencillo.

Aún no se sabe de la resina que cumpla con todos los requisitos enumerados como se dijo, las condiciones imperantes en las boca es desventaja para la vida de cualquier sustancia; solo los materiales mas estables inertes desde el punto de vista químico la soportan sin deteriorarse.

Polimerización.- La polimerización consiste en una serie de reacciones químicas por las cuales se forman macromoléculas o polímeros, a partir de una gran cantidad de moléculas simples llamadas monómeros "Monómero significa una molécula o un mero". En otras palabras una gran cantidad de moléculas de bajo peso molecular "Meros", de una o más especies reaccionan y forman una sola molécula grande de peso molecular alto.

El polímero consta de determinada unidad estructural simple que se repite y que está en relación con la estructura monométrica. Las unidades estructurales están conectadas entre sí por uniones o valentes. En algunos casos el peso molecular de las moléculas de polímeros puede llegar a 50 000 000. Se considera macro molécula, todo compuesto químico cuyo peso molecular sea mayor a 5000. La polimerización es una reacción intermolecular repetida por capas continuas indefinidamente.

La macromolécula puede ser un polímero inorgánico como el grafito o la arcilla. Sin embargo los polímeros usados en odontología son en mayor parte orgánicos; por ello la explicación se limitará a los polímeros orgánicos.

Las moléculas de un polímeros consta de especies moleculares cuyo grado de polimerización varía dentro de un amplio margen. El grado promedio de polimerización se obtiene al dividir el número total de unidades estructurales entre el número total de moléculas. Otra manera de expresar el grado de polimerización es el número promedio del peso molecular que representa el peso de la muestra dividida entre la cantidad de moles que contiene. El número promedio del peso molecular de diversos polvos de polímeros dentales comerciales varia entre 3 500 y 36 000, en tanto que los mismos productos tienen una vez polimerizados pesos moleculares promedio entre 8 000 y 39 000². En base de prótesis polimerizadas se registraron pesos moleculares hasta de 6 000². los dientes artificiales de resina de cadenas cruzadas tiene un peso molecular aún más alto.

Propiedades físicas.- Las propiedades físicas del polímero son afectadas casi por todos los cambios de temperatura, medio ambiente, composición y peso y la estructura molecular. Por lo general cuando mas elevada sea la temperatura mas se ablandara y debilitará el polímero, cuando una resina termoplástica se torna lo bastante blanda como para ser moldeada, se dice que a alcanzado la temperatura de ablandamiento o moldeado. Cuando menor sea el peso molecular del polímero, más bajo será la temperatura de ablandamiento.

Los polímeros no presentan resistencia mecánica notable hasta que no alcanzan un promedio mínimo del grado de polimerización, aunque hay variación según el tipo, las resinas adquieren resistencia mecánica solo cuando su grado de polimerización es bastante alto dentro de un margen aproximado de 150 a 200 unidades repetidas, la resistencia de las resinas aumenta, son bastante rápidas paralelamente al aumento del aumento de polimerización hasta que alcanza cierto

peso molecular, característico para un determinado polímero. Por sobre este peso molecular, no ocurren grandes cambios en la resistencia a medida que la polimerización sigue.

En promedio el número promedio del peso molecular indica la resistencia de la resina. El valor de este número desciende notablemente en presencia de pocas moléculas con bajo grado de polimerización que debilita la resina.

Por lo general la distribución del peso molecular de los polímeros más útiles. No obstante la mayor parte de los polímeros incluyen una amplia gama de peso molecular.

Las complejas cadenas laterales de las moléculas del monómero originan una resina más débil, con temperatura de ablandamiento más bajo en comparación con las propiedades similares de un polímero de cadenas rectilíneas. Si las cadenas son de unión cruzadas, la resistencia aumenta y por lo general la resistencia no se funde.

Polimerización por condensación.- Las reacciones de polimerización por condensación ocurren gracias al mismo mecanismo que las reacciones químicas similares entre dos o más moléculas simples.

Los compuestos primarios y reacciones que forman productos secundarios como agua, ácidos halógenos y amoníaco. La estructura de los monómeros es tal que el proceso puede repetirse y dar lugar a macromoléculas.

En el pasado se han utilizado varias resinas por condensación para elaborar las bases de las prótesis. La resina principal fue la resina fenolformaldehído llamada "bakelita" en honor del descubridor L. B. Baekeland.

Las reacciones de esta resina son muy complicadas y se desconoce la naturaleza precisa de su estructura final. Las primeras reacciones se producen entre el fenol y el formaldehído para formar un alcohol de algún tipo. Los alcoholes reaccionan por condensación y forman macromoléculas.

Cuando el peso molecular es bajo el material lleva el nombre de resol. En esta fase es termoplástica y soluble en alcohol, es modelable y sigue reaccionando bajo acción del calor hasta transformarse y resistir en una forma final; en esta fase, es insoluble y no fusible.

Aunque el producto cuando se emplea para bases de prótesis era translúcido, y resistente a la carencia de estabilidad química en la boca. Poco a poco perdía el color, posiblemente por oxidación.

La resina por condensación son aquellas en las que 1 la polimerización se acompaña por eliminación repetida de moléculas pequeñas, 2 los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero.

La formación del polímero por el método de condensación es lento y tiende a determinar antes de que las moléculas hayan alcanzado un tamaño realmente gigante porque, a medida que las cadenas crecen, se tornan menos móviles y menos numerosas. Los productos como el millón adquiere sus propiedades útiles cuando alcanza un peso molecular que va de 10 000 a 20 000. Pero es muy difícil generar moléculas cuyo peso molecular estén en el orden de los cientos de miles o millones por medio de la condensación.

El dentista debe estar familiarizado con el concepto básico sobre este tipo de polimerización. El poli sulfuro de caucho es un ejemplo de reacciones de

poliremisación por condensación ampliamente utilizada en odontología. La pasta de polisulfuro debajo peso molecular es convertido en un material de alto peso molecular mediante una reacción de condensación.

Polimerización por adición.- A diferencia de la polimerización por condensación no hay cambio en la composición; las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómero sin cambio de la composición, pues el monómero y el polímero tienen las mismas fórmula empíricas.

En contraste con la poliremisación por condensación, aquí se forman moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Comenzamos de un centro activo un monómero a la vez arma una cadena, en teoría puede seguir creciendo indefinidamente hasta que lo permita el aporte de unidades constituidas.

Periodos de la polimerización.- El proceso de la poliremisación se efectúa en cuatro periodos: inducción, propagación, terminación y transferencia en cadenas.

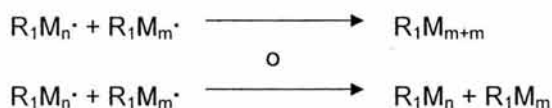
Inducción.- Es el periodo de inducción o iniciación moléculas del iniciador adquieren energía y activación y comienzan a transferirla a las moléculas del monómero. Aquí influye mucho la impureza del monómero. Toda impureza que reaccione por los grupos activados a largara el periodo. A mayor temperatura más corto el periodo de inducción.

La energía de iniciación para la activación de cada molécula de monómero varia entre 16 000 y 29 000 calorías por mol en fase líquida.

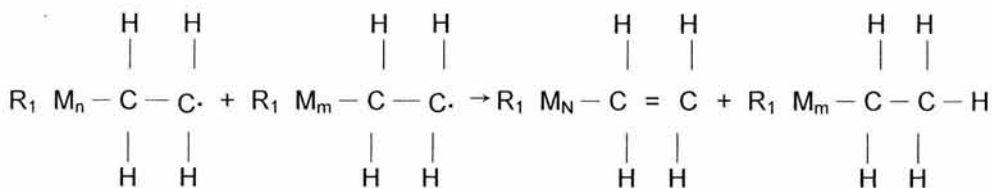
Propagación.- Las reacciones de propagación son como las reacciones, una vez iniciada la propagación solo se necesita de 5 000 a 8 000 calorías por mol; por ello, el proceso continúa con velocidad considerable. En teoría las reacciones en cadena deberían continuar con la evolución del calor, hasta que todo el monómero se transforme en polímero. En la práctica de polimerización no se completan nunca.

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

La terminación por acoplamiento directo ilustra como reacción esquemática. Si R_1M_n representa un polímero de n unidades de monómero y R_1 y M_m un polímero de m unidades de monómero entonces:



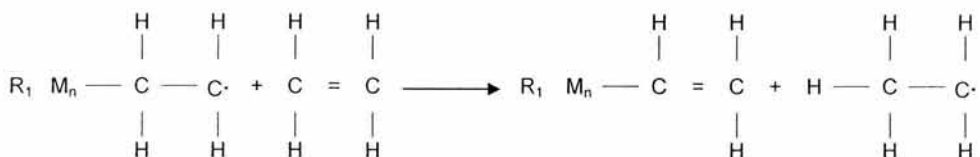
Es decir, ambas moléculas se desactivan por intercambio de energía. Otra forma de este intercambio de energía es la transparencia de un átomo de hidrógeno de una cadena de crecimiento a otra por ejemplo:



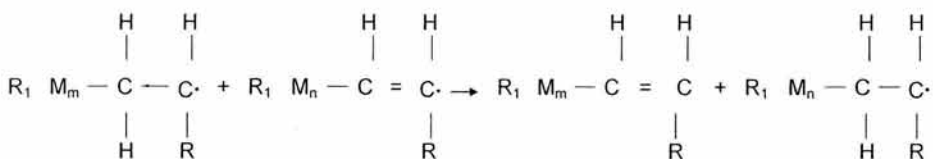
Dónde R_1M y R tienen igual significado que la reacción anterior. Como antes m y n representan el número de moléculas de monómeros unidades en cadenas.

Transferencia de cadena.- Aunque la terminación de la cadena pueda surgir de la transferencia de cadenas, el proceso difiere de las reacciones descritas en el periodo anterior en el que estado activo es transferido de un radical activo a una molécula inactiva y aparece un núcleo de crecimiento.

Una moléculas de monómero puede ser activada por una macromolécula de crecimiento de tal manera que la terminación es producto en la última



Así, aparece un nuevo núcleo de crecimiento de la misma forma la transferencia de cadena, puede reactivar la cadena terminada y continuar creciendo.



Inhibición de la polimerización.- Las impurezas del monómero inhiben estas reacciones. Toda pureza del monómero que reacciona con los radicales libres inhibirá o retardará la polimerización. Puede reaccionar con el indicador activado o cualquier núcleo activado. La adición de una pequeña cantidad de hidroquinona al monómero inhibirá la polimerización si no hay iniciador, y la retardará en forma definida en presencia de un indicador.

La influencia del oxígeno sobre la polimerización está gobernada por muchos factores, como la concentración del oxígeno, la temperatura y la luz.

Los fabricantes suelen añadir al monómero una pequeña cantidad (alrededor de 0.0006 % o menos), de un híbrido al fin de impedir la polimerización durante el almacenamiento.

Copolimerización.- Con la finalidad de mejorar las propiedades físicas, suelen ser ventajosas usar dos o más monómeros diferentes desde un punto de vista químico como materiales indicadores. El polímero así formado contiene unidades

de todos los monómeros presentes originalmente. Esta clase de polímeros se denominan COPOLÍMERO y el proceso que le da origen es la COPOLIMERIZACIÓN. En un copolímero, la cantidad y posición relativas de las diferentes unidades varía en las macromoléculas individuales.

La copolimerización se ilustra mejor con dos monómeros, aunque es posible que el proceso intervenga más de dos. Por ejemplo dos monómeros compuestos por derivados del etileno tendrían las siguientes fórmulas.



En realidad, es raro que la composición del polímero se corresponda con la composición de la mezcla de monómero original. Si el monómero de la primera fórmula es A y el segundo es B, la composición del copolímero dependerá de las actividades relativas de las diferentes moléculas y de las moléculas de la misma composición.

En la mayor parte de los casos, la resina final se compone de una mezcla de polímeros y copolímeros con diversos grados de polimerización y copolimerización.

Hay tres tipos de copolímeros; el azar, injertando, y en tramo. En el primer tipo, los diferentes meros se distribuyen sin regularidad a lo largo de la cadena.



Pero, si unidades idénticas de monómeros aparecen en secuencia relativamente largas en las cadena principal del polímero se forman tramos de copolímeros:



La copolimerización altera las propiedades físicas respecto a las de la resina original. Muchas resinas de uso corriente son elaboradas por copolimerización. El metacrilato de metilo y los esteres acrílicos y metacrílicos copolimerizan con facilidad, con poca inhibición entre los monómeros apareados. Se puede hacer copolimerizar pequeñas cantidades de acrilato de metilo para modificar la flexibilidad de una prótesis.

El injerto de varios segmentos polímeros en una cadena lineal proporciona un importante mecanismo para modificar o adaptar las macromoléculas y conseguir las propiedades adherida a las características de superficie de las resinas. Aunque no haya información sobre la estructura molecular de las resinas dentales comerciales, lo más probable es que una cantidad creciente de ellas este dentro del dominio de polímeros en el tramo injertado.

Cadenas cruzadas.- La cadena o unión cruzada proporciona suficiente cantidad de puentes entre las macromoléculas lineales, forma una trama tridimensional que modifica la resistencia, solubilidad y absorción de agua de la resina. Los fabricantes de dientes acrílicos utilizaron en forma extensa la unión por cadenas cruzadas para aumentar la resistencia a solventes y tensiones superficiales.

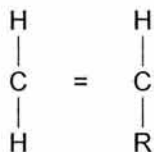
El efecto exacto de la unión cruzada sobre las propiedades físicas varía con la composición y concentración del agente que la produce y el sistema de polímero. En ciertos casos, la cadena cruzada de un polímero de bajo peso molecular aumenta la temperatura de transición de vidrio al equivalente de un polímero de alto peso molecular; otros estudios han comprobado que la cadena cruzada tiene poca influencia sobre la resistencia a la atracción, la resistencia transversal o dureza.

Plastificación.- Es posible plastificar una resina que ha temperatura ambiental es dura y rígida haciéndola flexible y blanda. Los bolsos de mano, impermeables, de plástico, se fabrican con ese tipo de resina. Algunas veces, el plastificante se agrega en cantidades relativamente inferiores a las necesarias para afectar apreciablemente la flexibilidad de la resina a temperatura ambiente, aunque en algo descende la temperatura de ablandamiento de la resina, en el caso de las resinas dentales, la función del plastificante es aumentar la solubilidad del polímero y reducir su fragilidad en el monómero.

Este tipo de plastificante se denomina plastificante externo. Es un compuesto insoluble de alto punto de ebullición. Su atracción molecular hacia el polímero debe ser extremadamente grande, para que no se volatilice o escape de alguna otra manera durante su elaboración o uso ulterior de la resina, así como el punto de ablandamiento.

Según la teoría, los plastificantes por lo general reduce la resistencia y la dureza de la resina, así como el punto de ablandamiento.

Estructura del polímero.- El grado de polimerización de muchos polímeros dependen de ligadura de valencias secundarias que puedan formarse, la estructura de la cadena de polímero, de grado de ordenamiento y el peso molecular. Podemos ilustrar las condiciones de "cristalización" mediante derivados del etileno o resinas vinílicas, cuya fórmula es característica:



Por otra parte si la cadena lateral es mas compleja resulta una estructura no cristalina, salvo que las cadenas de polímeros se hayan distribuidas simétricamente entre sí. En este caso, puede originarse un polímero cristalino, incluso con una cadena lateral compleja.

Por lo común las resinas dentales no son cristalinas. Aunque las cristalinas del polímero aumentan la resistencia a la tensión, puede reducir la ductilidad la resina. Así como aumenta su temperatura de moldear. Así mismo disminuye su solubilidad y en consecuencia su uso dental.

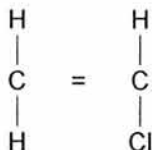
Los factores que favorecen la no cristalización son:

1. Polímeros largos y ramificados.
2. Distribución al azar de grupos laterales – particularmente de grupos laterales – que tienden a separar las moléculas.
3. La copolimerización, que reduce la regularidad de las cadenas de polímeros.
4. Los plastificantes, que tienen a separar las cadenas.

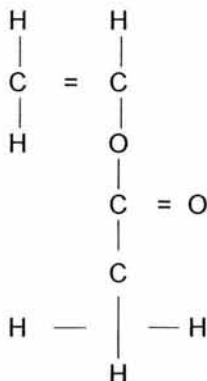
Elastómeros.- Un tercer requisito que las cadenas sean cruzadas, en esta unión cruzada debe aparecer solo ocasionalmente entre las cadenas. Si la unión o ligadura cruzada es del todo análoga a la descrita para la formación de alginato de calcio en los geles de alginato. Estas uniones de cadenas cruzadas, permite que el polímero vuelva a su forma original una vez liberada la carga como en el caso de los geles.

Resina vinílica.- Como la mayor parte de las resinas polimerizables las vinílicas derivadas del etileno. Esta molécula es más simple ($\text{CH}_2 - \text{CH}_2$) capaz de polimerizarse, y por ello gran cantidad de resinas comerciales son derivadas de este.

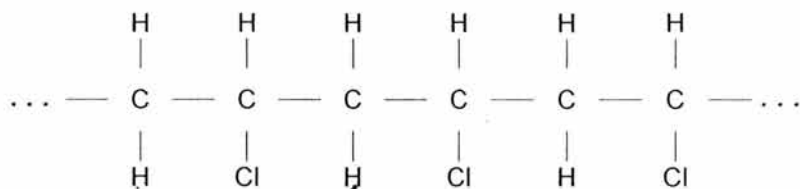
Dos de los derivados del etileno de especial interés son el cloruro de vinilo,



Y el acetato de vinilo.



El cloruro de vinilo polimeriza de la manera corriente y forma poli(cloruro de vinilo).



El poli(cloruro de vinilo) es una resina clara, dura insípida e inodora. Oscurece al ser expuesta a la luz ultravioleta, y salvo que las plastifique, cambia de color cuando se calienta a la temperatura cercana a un punto de ablandamiento para moldearlas.

En una oportunidad de uso un copolímero cuya composición es de 80% de cloruro de vinilo y el 20% de acetato de vinilo, para confeccionar bases de prótesis dental.

Era imposible regular su peso molecular, en vez de liberar relajamiento las tensiones reducen el límite de durabilidad de resina de la prótesis dental.

Poliestireno.- Cuando un radical bencénico se une a un grupo vinílico da como resultado el estireno o vinil-benceno.

Este monómero polimeriza por adición en la forma usual y produce poliestireno "poli(vinil-benceno).

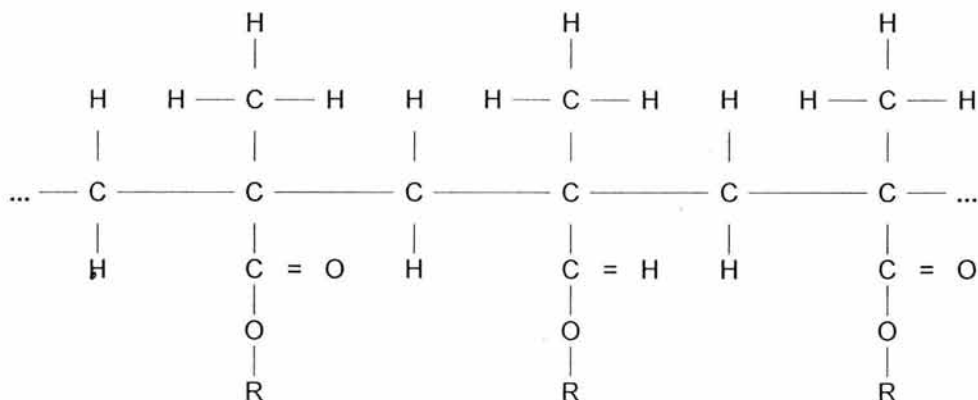
El poliestireno es una resina transparente de tipo termoplástico. Es estable a la luz y con mucho reactivo químico, soluble en varios disolventes orgánicos. Se aplica poco en bases de las prótesis.

El poliestireno copolimeriza con una cantidad de resina el divinil-benceno es de interés por que forma un polímero de unión cruzada.

Resina acrílica.- Hay por lo menos dos series de resinas de interés odontológico. Una serie derivada del ácido acrílico, $\text{CH}_2 = \text{CHCOOH}$, y la otra del ácido metacrílico, $\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$. Aunque los poliácidos son duros y transparentes, el agua tiende a separar las cadenas favorecen el ablandamiento y la pérdida de resistencia general, por tanto no se usa en la boca.

El poli(metilmacrilato), es la resina mas dura de la serie, con la temperatura de ablandamiento mas alta. El metacrilato de etilo posee punto de ablandamiento y dureza superficial inferior; el metacrilato de propilo-n, es blanda aún si se usa como agente estirificante, un isómero de cadenas rectas se hacen notar la temperatura de ablandamiento, aumenta en las compuestas de cadenas recta normal.

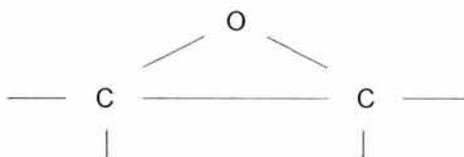
La temperatura de ablandamiento de estéres de polimetacrilato.



Metacrilato de metilo.- El poli(metacrilato de metilo) no se usa en gran escala para procedimiento en odontología. El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente con las siguientes propiedades física. Punto de fusión -48°C (-54.4°C), punto de ebullición de 100.8°C (213.4°F),

Poli(metacrilato de metilo).- Es una resina transparente de claridad notable es una resina dura, no se altera a la luz ultravioleta y no envejece con el tiempo.

Resinas epóxicas.- Esta resina es moldeable por calor y se adhiere a diversas metales, maderas y vidrios.



La molécula de la resina epóxica, se caracteriza por los grupos reactivo epoxi u oxirano:

La resina epóxica para la elaboración de materiales para bases de prótesis se mezcla y se vacía en la mufla y se hace la polimerización a baja temperatura, ya se utiliza una resina de material epóxico como matriz a los materiales de restauración compuesta de uso general.

Otros sistemas de resina.- En la odontología ésta la resina de policarbonato, el poliuretano y los cianocrilatos. Las resinas de policarbonato fueron empleados en prótesis de resina de operación directa, sus propiedades físicas se encuentran dentro de los materiales poli(metacrilato de metilo). Para bases de dentaduras no hay prueba que las resinas de policarbonato sean superiores a las resinas acrílicas.(4,11 y 14)

RESINAS PARA BASES DE PRÓTESIS

Resinas y sus técnicas.- La adaptación de la base de la prótesis y su retención será en la boca y la comodidad del paciente, además de la adaptación, hay muchos factores que determinan su duración, la función pero la adaptación es de importancia básica. La fuerza de oclusión de una prótesis es de solo de la fuerza ejercida por una persona que tiene su dentadura natural. Se requiere de una estrecha adaptación de la base de la prótesis en la estructura bucal, para impedir una pérdida mayor de la masticación. Los dientes artificiales se fabrican de acrílico o porcelana, se colorean para que imiten a los dientes humanos, la prótesis de acrílico se puede obtener y tener un aspecto tan real que no se puede diferenciar de la natural.

Técnica general.- El modelo con la placa base y los dientes colocados se incrustan en yeso piedra fresco, dentro de la mufla para prótesis. El tipo de la mufla que se utiliza es determinada por la técnica para la elaboración de la prótesis.

Una vez separada las partes de la mufla, la cera y la placa base se elimina. El espacio que queda se rellena con resina para base de la prótesis. Una vez moldeada y polimerizada, se retira la mufla.

Resina acrílica.- Se obtiene resina para base usada resina de copolímero de poliestireno o vinilo, la principal resina empleada en la actualidad poli(metacrilato de metilo).

La resina transparente se puede colorear en casi todos los tonos y grados de translúcidos, al igual que otras propiedades de las resinas acrílicas no son ideales.

Una de las ventajas del poli(metacrilato de metilo) como material de base de prótesis es la facilidad con que se prepara. Aunque el poli(metacrilato de metilo) es una resina termo plástica, en odontología no se modela por procedimiento termoplástico. Se mezcla el metacrilato líquido, con el polímero que viene en polvo. Después el monómero se polimeriza y se obtiene la base de la prótesis que es de esta resina sólida y homogénea. La polimerización se afecta por calentamiento de la mezcla polímero y monómero. Por lo general se bañan de agua, por activación química y por temperatura ambiental.

Resina acrílica termocurable para bases de prótesis.- El 95% de las dentaduras totales que se hacen, intervienen algunas de las resinas acrílicas, también se usan otros materiales para bases de las prótesis con resinas dentales.

Resina de composición acrílica.- Muchas resinas acrílicas de bases de prótesis contienen una agente de cadena cruzada que el bimetacrilato de glicol. Se hace una combinación del monómero y el polímero antes de colocar la mezcla en la cámara del moldeado. Sin embargo el polímero y el monómero se pueden mezclar por el fabricante, se presenta en forma de hoja y gel listo para colocarlo en la cámara del moldeado a pesar del inhibido que lleva este material puede endurecer en el envase durante su almacenamiento. El copolímero de vinilo es procesado y se convierte en gel plástico, por saturación con monómero de

metacrilato de metilo. El gel obtenido es colocado en el espacio del moldeado y la resina polimeriza por calor, la resina es una mezcla poli(metacrilato de metilo).

La lámina delgada del poliestireno se puede ablandar al calor y colocarse directamente contra el molde, lo cual se utiliza en la elaboración de la placa base que ajuste contra los tejidos.

Aislamiento.- Los fabricantes de las resinas tipo gel y de componente de monoméricos, se deterioran durante su almacenamiento, se les recomienda determinada temperatura para su conservación se indica tiempo límite de almacenamiento, la mayor parte de las resinas de líquido y polvo que polimerizan con el calor y algunos de los materiales de polimerizado están formulados por soporte o alas temperaturas por un periodo prolongado.

El recipiente que contiene el monómero líquido debe mantenerse siempre bien tapado para impedir la evaporación de los componentes más volátiles, lo que producirá una alteración en la composición líquida.

Técnica de moldeado por compresión.- La mayor parte de las resinas para prótesis son acrílicos que se expanden en forma de polvo "Polímero".

Preparación del molde.- El molde de yeso piedra, con la placa base y los dientes enfilados se colocan y se fijan en el yeso a la mitad de la mufla, una vez que el revestimiento endurece se cubre con alginato de sodio, para impedir que el yeso que se vacía en la mitad superior de la mufla y el vaciado, en dos capas permite retirar con facilidad y así se exponen los dientes, después de retirar el yeso sin peligro de arrastrar los dientes con el equipo del desmuflado.

Se vacía el material de revestimiento en la mitad superior de la mufla, y queda expuesta la superficie oclusal e incisal de los dientes. Una vez fraguado la primera capa se satura la superficie con agua, para evitar que se absorba humedad, la siguiente capa se hace una segunda mezcla de material para rellenar la mitad superior de la mufla. El resultado de la técnica de los vaciados se esquematizan en la cual se ve la segunda capa de la tapa.

Cuando en la mitad superior a fraguado el yeso se calienta la mufla lo suficiente para ablandar la cera y después se separa las mitades. Los dientes quedan en la parte superior, la cera se elimina completamente del molde. Toda la cera residual se elimina al vaciar agua hirviendo que contenga cualquier detergente de uso doméstico.

Medio de separación.- Durante la manipulación es preciso proteger cuidadosamente la resina de la superficie del yeso del espacio del moldeado por esta razone.

- 1.- Toda agua proveniente del yeso incorporado a las resinas durante su preparación afectará definitivamente a la velocidad de la polimerización y al calor de la resina. La prótesis se estrellara con facilidad debido a las tensiones, si la resina es de cadena cruzada

- 2.- Hay que impedir que el polímero disuelto y el monómero libre se embeban en la superficie de la cámara de moldeado si el yeso de la mufla penetra algún líquido de la resina, este quedará unido a la prótesis después de la polimerización en consecuencia, será casi imposible separar el yeso de la resina.

Los agentes de separación de uso más común son los alginatos hidrosolubles que producen una película muy delgada del alginato de calcio, sobre la superficie del yeso y que es insoluble en agua y disolvente orgánico.

Cuando se emplean éstos agentes es necesario tener en cuenta los siguientes factores:

- 1.- La cera o aceite que permanece sobre la superficie del molde impide que la solución entre en contacto y reaccione con el revestimiento de modo que forme una película adecuada sobre las áreas contaminadas.
- 2.- La constituida de la película puede perderse si la solución se aplica cuando el molde pierde vapor. Por esto conviene aplicar la solución solo cuando la mufla puede sostenerse con la mano.
- 3.- Si durante la aplicación de la solución se acumula sobre los dientes y alrededor de ellos o sobre la superficie del molde, se forman películas excesivamente gruesas que impidan una buena adaptación del material de la base de la prótesis, en las zonas difíciles. Si se dejan recubrimiento de la resina, sobre los dientes se dificulta la unión de estos materiales, cuando se presenta entre los cuellos de los dientes, esta película y la base de la prótesis permitirá la penetración de los materiales colorantes en las regiones afectadas, cuando ya se usa el aparato.

Proporción monómero-polímero.- En general cuanto más polímero se use menos será el tiempo de reacción y además la contracción de la resina será menor. Sin embargo es necesario una cantidad suficiente de monómero para que moje bien cada partícula de polímero.

La proporción aproximada de polímero y monómero son por lo general de tres a uno volúmenes, en el polvo existe una distribución uniforme de las partículas de pigmentos y de polímeros de diferentes tamaños.

Reacción entre monómero polímero.- La función del monómero en el polímero es formar una masa plástica que pueda ser introducida en el molde. Esta plastificación se efectúa por la solución parcial del polímero en el monómero.

Durante la reacción física entre el polvo y el líquido se identifican por lo menos cuatro periodos.

PERIODO 1.- El polímero se ablanda poco a poco en el monómero y se forma una masa algo fluida e irregular.

PERIODO 2.- El monómero alcanza el periodo, éste se efectúa al penetrar el monómero en el polímero, la capa del polímero penetra al disolverse en la solución o se dispersa en el monómero. Éste periodo se caracteriza por la elasticidad y adhesividad de la mezcla cuando se toca o estira.

PERIODO 3.- A medida que el monómero se define en el polímero y la masa se satura del polímero en solución, se torna blanda y plástica. Ya no es pegajosa, y ni se adhiere a las paredes del frasco donde se hace la mezcla. Se compone de partículas de polímero no disueltas suspendidas en una matriz plástica de monómero y polímero disuelto. Éste periodo suele llamarse estado **plástico** o de **gel**. Mientras la mezcla se halla en este periodo se empaca en el molde.

PERIODO 4.- El monómero desaparece por evaporación y por la penetración en el polímero. La masa se hace más cohesiva y elástica. Ya no es plástica y no puede ser moldeada por las técnicas usadas en odontología. Debería evitarse la posible contaminación del recipiente en el que se almacena el monómero líquido por partículas de polímero. Aun una cantidad mínima de polvo que entre en contacto con el líquido puede hacer que éste se espese y por último solidifique.

Tiempo para el periodo de plástico.- El tiempo requerido para alcanzar el tercer periodo depende solubilidad de las perlas del polímero en el monómero. El régimen de solubilidad aumenta con solo elevar la temperatura. En ningún caso el recipiente deberá calentar a más de 55° C (130° F), porque la polimerización comienza a ritmo acelerado por arriba de esta temperatura y la resina endurece demasiado y no puede ser moldeado por las técnicas odontológicas.

Otro factor que influye en el periodo de plástico es el tamaño de las partículas del polímero. Cuando se presenta una mayor superficie para ser disuelta, cuando menor sea el tamaño de las partículas, más rápida para la disolución del polímero, en el menor monómero y más corto el periodo de plástico.

Tiempo de trabajo.- Es el tiempo transcurrido entre el segundo periodo y el comienzo del cuarto, o en otras palabras, el tiempo que el material permanezca en estado plástico y debe ser moldeado durante cinco minutos.

El tiempo de trabajo sufre los efectos de la temperatura cuando más haya esta mas prolongado es el tiempo de trabajo. Algunas resinas comerciales para prótesis se pueden conservar en un estado moldeado se conserva en un refrigerador, una contraindicación es que la humedad puede condensarse sobre la resina cuando se retira del refrigerador. Esta contaminación se evita cuando se almacena un recipiente dentro del refrigerador y no debe abrirse hasta que la resina alcance la temperatura ambiente.

Prueba de cierre.- Se da forma de cilindro a la masa, se dobla en forma de herradura y se coloca a la mitad superior de la mufia. Se coloca una hoja de polietileno sobre la resina. La finalidad de esta hoja es impedir la adhesión de la resina en la superficie inferior del molde al prensar las dos mitades.

Cuando se prensa la mitad inferior contra la superficie, es importante ejercer la presión lentamente para que la masa se destruya con uniformidad en la cámara de

moldes. Si al seguir ejerciendo presión hallamos resistencia, hay que separar las dos mitades. Si se coloca demasiado material en el molde, el exceso de material se denomina "sobrante", y si no lo hay, se añade más resina, se recorta el sobrante, se hace de nuevo el cierre o prensado, (por lo general en el segundo), la mufra se cierra hasta que no quede sobrante.

Una vez concluido las pruebas de cierre se aplica una substancia protectora sobre la superficie del yeso de la mufra, a continuación se quita la hoja de plástico y se cierran las dos mitades, bajo presión la cual se mantiene hasta que la prótesis haya sido polimerizada.

Técnica de moldeado por inyección.- La resina se halla contenida en el inyector y se da fuerza dentro de la cámara del molde, según lo necesite. En el caso de la resina de poliestireno, primero se ablanda en fuego y se inyecta mientras está caliente. La resina termoplástica se solidifica en el molde al enfriarse. Si se usa una mezcla de monómero y polímero, la masa se inyecta de la misma manera a la temperatura ambiente. En cada caso, la resina y la mufra se mantiene bajo presión hasta que la resina se haya endurecido.

Una ventaja de la técnica de moldeado por inyección sobre la técnica común de moldeado, no se hace cierre de prueba y que el molde se llena automáticamente en forma adecuada.

Procedimiento de polimerización.- Las resinas dentales contienen peróxido de benzoilo, el factor que determina el ritmo de polimerización es la velocidad que liberan los radicales libres del peróxido de benzoilo, este factor está determinado en gran medida con la temperatura.

Por lo general, cuando más baja sea la temperatura de polimerización, mayor será el peso molecular del polímero.

Aumento de la temperatura.- La temperatura de agua y el yeso aumenta desde la temperatura ambiente hasta 100° C (212° F), en 60 minutos. La temperatura de la resina acrílica aumentó con el mismo régimen que los otros materiales, hasta que alcanzó una temperatura algo superior a 70° C (160° F), momento en el cual la temperatura de la resina comenzó a aumentar con rapidez. A esta temperatura, está activada, presenta una cantidad suficiente de moléculas de peróxido de benzoilo. Produce una reacción de cadena y hace que la temperatura de la resina se eleve por arriba de la temperatura del agua hirviendo.

Porosidad interna.- El efecto general de la elevación de la temperatura a más de 100° C, produce porosidad en el interior de una parte gruesa de la resina, por lo general la porosidad no aparece en la superficie de la prótesis. La razón es que el calor exotérmico es conducida hacia el yeso de la cámara de modelo, y la temperatura de esta zona no se eleva por arriba del punto de ebullición del monómero. El interior de una parte gruesa de la resina, el calor absorbido con la superficie rápida por ello la temperatura de la parte central puede llegar a sobrepasar considerablemente el punto de ebullición del monómero. Este tipo de porosidad puede producir en los moldes gruesos de una prótesis de acrílico, pero nunca en la porción palatina delgada de una dentadura superior. Si la sección de

la resina es delgada, la exotermia es absorbida, con suficiente rapidez para que no se forme la burbuja.

Ciclo de curado.- Como se señala durante la polimerización, la temperatura se eleva por arriba del punto de ebullición del monómero, sólo en la parte gruesa de la prótesis, además la temperatura alcanzada durante la polimerización depende del volumen de la resina del régimen y liberación exotérmica, el régimen de polimerización más lento se efectúa por calentamiento más lento de la resina por encima de 60° C (140° F) producirá una menor elevación de la temperatura de polimerización.

El ciclo del curado óptimo depende de las dimensiones de la prótesis. Sin embargo se estima que el ciclo de curado varía por resultado una polimerización satisfactoria, excepto para algunas dentaduras con bordes normales gruesos. En este ciclo el curado de la mufla se coloca directamente en el agua 65° C (15° F), y se deja 90 minutos para que se polimerise las zonas más gruesas sin imaginar porosidad. Después de hervir durante 60 minutos, se polimeriza la parte palatina delgada.

Hay muchas variaciones de este ciclo de curado, pero la teoría es la misma.

Desde el punto de vista teórico, hay que polimerizar la prótesis con sólo calentar 65° y 70° C (150 y 160° F) durante un tiempo suficiente. Un prolongado ciclo de curado a baja temperatura consiste en curar la prótesis durante 9 horas a 74° C (165° F) sin hervido final.

Después de baño final en el agua caliente, la mufla debe ser enfriado lentamente, si se coloca directamente del chorro de agua corriente, la temperatura se forma debido a la contracción térmica de la resina y el yeso del molde. Lo ideal es dejar enfriar la mufla toda la noche. Sin embargo, hasta retirar la mufla de baño de agua, dejar enfriar a temperatura ambiente 30 minutos y después dejarla bajo el chorro de agua corriente 15 minutos.

Una vez enmuflada y pulida la prótesis se deja en agua hasta el momento de dejarla en la boca del paciente.(9 y 10)

RESINA ACRÍLICA ACTIVADAS QUÍMICAMENTE PARA BASES DE PRÓTESIS

Química.- El peróxido de benzoilo por calor, puede emplearse un activador químico, para que la polimerización se produzca a la temperatura ambiente. Se agrega una pequeña cantidad de amina terciaria, como la dimetil-p-toluidina $\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$ el monómero antes mezclado con el polímero como se describe para las resinas termocurables durante la mezcla se forma radical libre a partir del peróxido de benzoilo por una reacción con la dimetil-p-toluidina y la polimerización se realiza como ya se describió.

Esta resina usada por primera vez con propósito odontológico en Alemania durante la segunda guerra mundial, recibe el nombre de resina "autocurables", "curado en frío" o "autopolimerizable", para diferenciarlas de las resinas que se polimerizan cuando se recurre al calor para su activación. La diferencia para los dos tipos de resina en el procedimiento de activación del peróxido de benzoilo. No

se consigue un grado de polimerización tan alto por activación química, cuando esta activación se realiza por calor.

La estabilidad de calor de la resina de autocurado es inferior a la de las termocurables debido a la oxidación sucesiva de lamina terciaria. Este fenómeno puede ser mejorado al añadir ciertos agentes estabilizadores para impedir ésa oxidación, o la polimerización puede efectuarse mediante un activador más estable.

Las consideraciones técnicas.- La reacción entre el monómero y polímero en el caso de las resinas de autocurado, tiene la posibilidad de complicarse por una reacción de polimerización y comienza antes de alcanzar el estado plástico. El tiempo de trabajo de las resinas de autocurado es más corto que el de los materiales termocurables. Conviene dejar cierto tiempo, antes de iniciar la polimerización. Durante el procesamiento de este tipo de resina da origen al aumento de la dimensión vertical de las prótesis.

Asimismo como sucedió con las resinas termocurables, una manera de prolongar el periodo de iniciación es disminuir la temperatura del recipiente donde se hace la mezcla. Este procedimiento retarda la disolución del polímero en el monómero y prolonga el estado plástico. Hay mucha manera de prolongar el periodo de iniciación por procedimiento químico es probable que la resina muestre propiedades inferiores de resistencia. La resistencia transversal será alrededor del 80% de las resinas termocurables, si la resina cumple con los requisitos.

En caso de la resina de autocurable con tiempo de curado mínimo, es dudoso que pueda hacerse dos pruebas de cierre. Habrá que tener cuidado para asegurar que la cantidad de resina sea la adecuada.

Tiempo y temperatura de procesamiento.- El tiempo que deberá curarse la prótesis antes de ser retirada de la mufla variará según los diferentes materiales. El endurecimiento inicial del material ocurre entre 20 y 30 minutos posteriores al cierre final de la mufla, es dudoso que la polimerización este concluida.

La polimerización puede proseguir durante varias horas. La mejor estabilidad dimensional se asegura que bajo presión dos o tres horas, o toda la noche, la polimerización de la resina de autocurado es de 3% a 5% del monómero libre en comparación de aproximadamente 0.2 a 0.5% de monómero libre que se encuentra en las resinas curadas en agua hirviendo. La reacción de polimerización de las resinas de agua auto curado son completamente posibles liberar la presión que actúa sobre prótesis emuflada.

Técnica de la resina líquida.- Las resinas blandas en el comercio *RESINAS LÍQUIDAS*. La técnica de esta resina líquida se usa desde hace 20 años, según la técnica original la dentadura encerada y sellada al modelo se coloca en posición en una mufla de diseño especial. La mufla se llena con un revestimiento de hidrocoloide en vez de yeso. Después de la gelificación del hidrocoloide se retira el molde con encerado adherido. Después de eliminar la cera y la placa de base se reemplazan los dientes y el modelo.

La resina líquida se mezcla y se vacía en el molde a través de los orificios abiertos la mufla se llena, se mantiene en una cámara de presión a temperatura ambiente hasta que la resina endurezca.

Entre los argumentos que favorecen la técnica de la resina líquida se incluye un mejor ajuste a los tejidos abiertos, menos mordidas abiertas, menos fracturas de dientes de porcelana durante la operación de retiro de la mufla, materiales de menor costo y simplificación de la técnica de laboratorio para la introducción de la mufla y el acabado de la prótesis.

Sin embargo hay unos inconvenientes:

1. Incluso de aire "burbujas".
2. Desplazamiento de los dientes durante el proceso.
3. Intraoclusión (mordida cerrada).
4. Desequilibrio de la oclusión que no puede atribuirse al desplazamiento de los dientes.
5. Flujo incompleto del material de base de la prótesis sobre los cuellos de los dientes anteriores.
6. Formación de película del material de base de la prótesis sobre las proporciones cervicales de los dientes que ya habían sido recubiertos.
7. La mala adherencia a los dientes de plástico.
8. Sensibilidad a la técnica

Las modificaciones para evitar estos problemas comprende el empleo de mejores orificios del colado, la centrifugación de las resinas en el molde, el empleo del hidrocoloide más rígido para el material en el molde, el molde de yeso modificado para lograr una mejor retención de los dientes en sus cavidades, la disminución de la superficie de los dientes es un procedimiento más cuidadoso en la fabricación del líquido y un mayor tiempo dedicado a la superficie para el entrenamiento de los técnicos.(4)

CONSIDERACIONES TÉCNICAS

La adaptación de la prótesis en la boca del paciente es de importancia fundamental. Por ello todo cambio en la dimensión de la base de la prótesis, sea durante su manufactura o durante su uso en la boca es importante. Puesto que la resina acrílica experimenta ciertos cambios dimensionales inevitables, el odontólogo debe tomar en cuenta éstas limitaciones para no esperar resultados imposibles. Así mismo debe conocer las variables que pueden reducir la inexactitud de la adaptación y la deformación ulterior.

Contracción de curado.- Cuando el metacrilato de metilo se polimeriza la densidad cambia de 0.94 g/cm^3 a 1.1 g/cm^3 . Este cambio de densidad genera una contracción volumétrica de 21%, llamada contracción de polimerización. Cuando una resina acrílica convencional de polvo y líquido se cura por calor, es mezclada en una proporción P/L de 2 a 1, se obtiene una proporción de una parte líquida por 1.6 partes de polvo por volumen. Más de un tercio de la mezcla será líquida en consecuencia volumétrica calculada debe ser del 8%.

A medida de que la resina va alcanzando la temperatura de transición de vidrio durante el enfriamiento, su rigidez aumenta. Se puede suponer que por debajo de la temperatura de transición, la prótesis se contraerá independientemente de modelo. Como es posible que la contracción de polimerización está completa en éste periodo, se supone que la contracción ocurra por debajo de la temperatura de transición será térmica diferente según la composición de la resina.

Supongamos que la temperatura de transición de una resina para prótesis es de $75 \text{ }^\circ\text{C}$ ($167 \text{ }^\circ\text{F}$). Si la resina es enfriada en la mufla a una temperatura ambiental de $20 \text{ }^\circ\text{C}$ ($68 \text{ }^\circ\text{F}$), podemos calcular la contracción térmica. El valor generalmente aceptado para el coeficiente lineal de expansión de poli(metacrilato de metilo) es de $81 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$. Por lo tanto,

$$(75-20) 81 \times 10^{-6} = 0.0044 \text{ mm/mm} = 0.44 \%$$

Éste valor corresponde a la disminución de 0.2 a 0.5% que se informa de varios materiales comerciales para bases protéticas.

Con frecuencia la contracción de curado se manifiesta por una discrepancia en la zona palatina. Posiblemente durante el curado la resina se contrae hacia las zonas de mayor volumen, que en éste caso son los bordes de los flancos de la prótesis. Esta contracción induce tensiones por tracción en la zona palatina más delgada. Cuando esta tensión se elimina de la prótesis superiores, la resina se saca del paladar, y con ambas dentaduras superior e inferior se acercan entre si los dientes posteriores situados a los lados opuestos del arco. Esto acontece por el fenómeno de la contracción lineal.

Es interesante notar que cuando la prótesis fue elaborada con una resina de autocurado, en el cual durante el proceso la contracción térmica o de "curado" fue pasada por alto, la adaptación es mejor que de la resina por calor. La contracción durante el proceso se ha medido en un .53% para la resina de cura por el calor en comparación con apenas .026 para la resina de autocurado.

Porosidad.- Ya se mencionó que puede haber porosidad interna en la parte gruesa del aparato a consecuencia de la revaporización del monómero o del polímero debajo peso molecular, cuando la temperatura de la resina sobre pasa el punto de ebullición en estos periodos.

Es evidente que el metal de la mufla eliminó el calor exotérmico de esa zona con rapidez suficiente para evitar la porosidad. Por ello en la parte lingual posterior de las prótesis inferiores la porosidad suele ser mayor que en la zona vestibular porque esta por lo general se halla más cerca de la mufla.

Éste tipo de porosidad puede reducir al mínimo con solo asegurar la obtención de la mayor homogeneidad posible. El uso de una proporción adecuada de polvo y líquido y el procedimiento más favorable de mezclado ayudará en esta mezcla. Además, el material es homogéneo cuando la mezcla tiene consistencia pastosa en comparación con una consistencia pegajosa, por ello puede ser más seguro de morar el empaqueo de la resina hasta que se obtenga una consistencia de masa.

En resumen, la homogeneidad del gel tiene relación básica con el periodo plástico.

Este factor se regula por la composición y el peso molecular de las perlas de polímero. Algunas de las resinas recientes se mezclan con monómero con tanta fluidez que se las puede vaciar en la cámara de moldeo e iniciar el curado inmediatamente después del empaque de prueba. En este caso, se establece un periodo plástico mínimo para asegurar la homogeneidad suficiente antes de comenzar el proceso.

Absorción de agua.- El poli(metacrilato de metilo) absorbe agua lentamente durante cierto tiempo. Sin duda, la absorción se debe a las propiedades polares de las moléculas de resina. Sin embargo, se comprobó que el mecanismo consiste en la difusión de moléculas de agua según las leyes de la difusión. El coeficiente de difusión (D) de una resina acrílica termocurable para prótesis es de 1.08×10^{-12} m²/seg a 37 °C (99 °F). Cuando la temperatura cae a 23 °C (73 °F), D se reduce a la mitad. Para una resina acrílica de autocurado, D es 2.34×10^{-12} m²/seg.

Como podrá concluirse de los bajos valores del coeficiente de difusión es considerable el tiempo requerido para alcanzar la saturación. Depende del grosor del aparato protético. Se calculó que una prótesis de resina acrílica requiere un periodo de 17 días para quedar totalmente saturado, cuando se sumerge en agua temperatura ambiente.

Cuando la resina se deja secar el proceso se invierte cuantitativamente siempre que la resina se halle libre de tensión. El resultado neto del proceso de contracción y la subsecuente expansión de vida a la absorción del agua es que, después de varios meses en la boca del paciente, la compresión moldeada de la resina acrílica de termocurado será un poco menor mientras que la compresión moldeada de la resina acrílica de auto curado será un poco mayor del molar a molar.

Solubilidad.- Aunque las resinas acrílicas dentales son solubles en muchos solventes, son casi insolubles en la mayor parte de los líquidos con los que entran en contacto en cavidad bucal.

Tensiones inducidas durante la preparación.- Por ejemplo, al producir la contracción de polimerización es posible que la fricción entre las paredes del molde de la resina blanda inhiba la contracción normal de la resina. Como la resina está verdaderamente restirada por esta inhibición, las tensiones resultantes son de atracción.

Aunque la mayor parte de estas tensiones pueden ser liberadas por arriba de la temperatura de transición mientras que la resina está blanda, se supone que algunas persistirán por debajo de dicha temperatura. En consecuencia, la contracción térmica o contracción de curado disminuirá aparentemente.

No es razonable pensar que la estabilidad adimensional por si misma sea la causa de la mala adaptación de la prótesis. No obstante es común el deterioro gradual de la adaptación y de la eficacia de la función. Es probable que éste se deba a modificaciones experimentadas en los tejidos de soporte y no en la resina. Éste no sería el caso cuándo intervienen tejidos dentarios duros.

Resquebrajamiento.- La resquebrajadura de las resinas en la formación de pequeñas grietas cuyo tamaño varía entre dimensiones microscópicas y un tamaño visible a simple vista. En algunos casos el resquebrajamiento de una resina transparente se manifiesta por un aspecto nebuloso u opaco y no por grietas nítidas. Cuando se produce resquebrajamiento, este ejerce efecto debilitante en la resina y reduce las cualidades estéticas de la prótesis. Las grietas formadas sobre el resquebrajamiento puede ser el comienzo de una fractura.

El resquebrajamiento se produce por tensión mecánica, o a la consecuencia del efecto de solventes. Las resquebrajaduras aparecen en el poli(metacrilato de metilo) solo cuando hay tensión por tracción. Las grietas son perpendiculares a la dirección d la fuerza de tracción. El concepto moderno es que el resquebrajamiento es un separación mecánica real de las cadenas o grupos de cadenas sometidas a tensión por tracción.

El resquebrajamiento suele comenzar sobre la superficie ahí donde las moléculas de polímero tienen orientación perpendicular a la dirección de la tensión. Poco a poco penetra hacia adentro. Éste tipo de resquebrajamiento es el que se observa alrededor de los dientes de porcelana en la prótesis.

PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS PARA PRÓTESIS

Resistencia.- La resistencia de las resinas acrílicas para bases varían según la composición de las resinas, el proceso técnico y el medio en que funciona de la prótesis.

Se dijo repetidamente que cuando sea más bajo el grado de polimerización de un determinado polímero sólido, menor será su resistencia a este respecto, el ciclo de curado utilizado con resina termocurable es más importante. Las curvas transversas de tensión y de deformación.

Estas resinas formuladas para proporcionar una mayor resistencia al impacto acrílicos de polivinilo y acrílicos plásticos reforzados, tienen un módulo de flexión de 20% más bajo que las resinas convencionales de termocurado.

Las propiedades de las resinas se reducen a causa de su terminación con agentes abrasivos y pulidores. El calor generado por la rueda pulidora, puede

deformar la prótesis debido a la liberación de tensiones. El calor excesivo originado durante el pulido causa una despolimerización parcial, lo cual trae consigo la disminución del grado de polimerización, y reducción de la resistencia y la rigidez.

Las propiedades fraccionales de las resinas de auto curado son inferiores a la de las resinas termocurable. La resistencia de la resina a la tracción es muy inferior a la de la aleación usadas para colados dentales, pero parece adecuado a juzgar por pequeñas cantidades de roturas de prótesis acaecidas durante su uso.

Escurecimiento.- El grado de deslizamiento secundario se incrementa cuando aumenta la temperatura tensión, monómero residual, plastificantes y agentes de entre cruzamiento. A pesar del que el grado de escurecimiento de la resinas acrílicas de termocurado y autocurado son muy similares a la de tensión baja (9.0 Mpa, 1 300 psi), el grado de escurecimiento de las resinas autocurado se incrementa con la tensión con más rapidez que en las resinas.

Propiedades diversas.- El valor numérico de dureza Knoop de una resina de auto curado está entre 16 y 18, mientras que el de la resina curada por calor es hasta de 20. Estas diferencias solo tienen importancia académica.

La estabilidad del color de la resina se ensaya exponiéndola a la luz ultravioleta. Las resinas termocurables tienen buena estabilidad de color. Las resinas curadas por activación química no son de color tan estable como las anteriores pero según lo ya establecido, es factible reducir este inconveniente.

Resina para reparaciones.- Una prótesis acrílica puede repararse si se fractura durante su uso. La técnica consiste en unir las partes fracturadas con cera o por otros medios. Después, se vacía un modelo de yeso piedra en la base de la prótesis. La prótesis se separa del modelo, se elimina la cera, y se cortan, biselan y aíslan los bordes fracturados. Una unión redondeada tiene mayor resistencia que el de una unión yuxtapuesta, debido a la menor concentración de tensiones que hay.

La parte del modelo que se haya debajo de la fractura se pinta con una sustancia protectora del yeso para facilitar el retiro ulterior de la prótesis reparada sobre el modelo y se la fija con cera o compuesto de modelar.

Si bien la reparación con resina de autocurado tiene resistencia transversal inferior a la de la resina de termocurado original, por lo general se prefiere la primera. El empleo de la resina termocurable deforma la prótesis durante la reparación.

Como la reparación se hace a la temperatura ambiente, no debe producir deformaciones significativas. Si la prótesis está bien fabricada y no hay traumatismo en zonas localizadas, el grado inferior de resistencia de la resina de autocurado no constituye un problema clínico.

Cambio de base de la prótesis.- Para cambiar la prótesis, se toma una impresión de los tejidos blandos, usando el dispositivo existente como portaimpresiones. A continuación, se elabora un modelo de yeso piedra en prótesis corregida. Prótesis y modelo se montan en un aparato especialmente

diseñado que mantendrá la correcta relación vertical y horizontal entre el modelo y los dientes de la prótesis. Una vez fijada la posición de los dientes, la prótesis se retira y se separan los dientes de la prótesis. Los dientes se vuelven en la llave o índice del aparato de montaje y se mantienen en su relación original al modelo mientras se encera la nueva placa base.

A partir de este punto se siguen los procedimientos comunes y se elabora la nueva base de la prótesis. En otras palabras, se hace una nueva prótesis usando los mismos dientes.

Rebase de prótesis.- Como en el caso anterior, se toma una impresión de los tejidos blandos, usando la prótesis anterior como portaimpresiones. Se vacía un modelo de yeso de piedra en la prótesis unida a él. Una vez separadas las mitades de la mufla, se quita el material de impresión de la prótesis y se cura nueva resina aplicada sobre la vieja mediante la técnica común del moldeado por compresión.

Para no deformar la prótesis, es necesario que la temperatura de este proceso sea baja. También en éstos casos se prefiere la resina de autocurado. Cuando se emplea dicha resina para rebasar la prótesis, se hace un montaje especial que mantiene la correcta relación vertical horizontal entre el modelo y prótesis, en vez de enmular totalmente la prótesis.

Tipos similares de materiales de relleno suelen anunciarse en periódicos y venderse para uso en casa. Dichos materiales son de menor calidad. Su uso suele dañar los tejidos bucales puesto que los usuarios no poseen el conocimiento necesario para establecer las relaciones oclusales y mandibulares requeridas para una función dentaria eficaz.

Rebase suave o elástico.- He aquí los tipos de rebase:

1. El más común es la resina acrílica plastificada, tanto de termocurado como de autocurado. Éste último poli(metacrilato de metilo), poli(metacrilato de metilo) o un copolímero de acrilato se mezcla con un líquido aromático de éster y etanol que contenga de 60 a 80% de plastificantes, como el ftalato de dibutilo. El líquido no contiene un monómero acrílico y el rebase formado es un acondicionador de tejidos y no un tipo de revestimiento suave "permanente". A pesar de que la resina de termocurado puede conseguirse en forma de hojas, suele mezclarse un polvo y un líquido para formar una masa que es curada por el enfriamiento convencional y la técnica de moldeado por presión. El material de revestimiento puede ser curado con el material base de acrílico con el que se usa en procedimiento de rebase. El polvo se compone de polímeros de resina acrílico copolímeros seleccionados de manera que cuando se mezclan con el monómero acrílico adecuado y plastificante líquido, la temperatura de transición de la resina curada al vidrio estará por debajo de la temperatura bucal. De este modo, como el poli(metacrilato de metilo) es reemplazado por metacrilatos de etilo de n-propilo, de n-butilo más pesados con Tg más baja, se requieren menos plastificantes en el líquido para producir una Tg más baja que 35°C.

Si el polímero y el monómero son metacrilatos más pesado, el plastificante contenido debe ser más reducido. Esto es deseable a fin de minimizar la porosidad. Se forma un revestimiento de este tipo, hecho a partir de polímero de poli(metacrilato de metilo) y de un monómero esférico de n-butilo con 30% o más plastificante de ftalato en el material curado.

También, los polímeros acrílicos con grupos hidrofólicos, como el poli(metacrilato de hidroxietilo), pueden conseguirse como un gel o un polvo y monómero de metacrilato de hidroxietilo. El polímero seco curado es duro y frágil, pero se vuelve suave con la exposición al agua.

2. **Resinas vinílicas.** Las resinas plastificantes de poli(cloruro de vinilo) y poli(acetato de vinilo), como las resinas acrílicas plastificantes, pierden plasticidad y dureza durante el uso.

3. **Cauchos de silicona.** Estos materiales mantienen sus propiedades elásticas, pero pueden perder adhesión a la base de la prótesis.

También están disponibles *siliconas de termocurado*. Ellas suelen tener sistemas de un componente, y se consiguen en forma de pasta o gel con catalizador de oxígeno, el cual es polimerizado por calor contra una masa de resina acrílica en la técnica de moldeado por comprensión. El gel de silicona también puede inyectarse en la resina acrílica, antes del calentamiento del enfrascado.

El rebase suave disminuye la resistencia de la base de la prótesis de resina de termocurado, no sólo por la reducción en el espesor de la base, si no también por la acción del solvente del adhesivo de la silicona y del monómero acrílico suave. La pérdida de resistencia en la base puede causar fractura durante su uso.

Son difíciles el desgaste, cortado, ajustado y pulido del rebase suave. La superficie de silicona, en comparación la de la resina acrílica, es abrasiva e irrita la mucosa bucal.

La limpieza mecánica del rebase suave por dañar pero es necesaria. Deberá emplearse detergente y un cepillo suave.

Porta impresiones individual de resina.- Se fabrica según modelos de yeso piedra a partir de impresiones bucales. Se coloca una base de lámina de cera, u otro material espaciador conveniente. De aproximadamente 2 mm de grueso, sobre la superficie del modelo y se ajusta al área que será cubierta por la impresión.

Al mezclar el polímero inorgánico de relleno y el monómero se forma una masa de resina de autocurado. Esta masa se aplanada y forma una lámina de espesor aproximado de 2 mm. La lámina se extiende sobre el espaciador y se ajusta a las mismas dimensiones. Cuando la resina se cura y se separa del espaciador, el porta impresiones tendrá suficiente espacio para el material de impresión.

Observe que dichos portaimpresiones acrílicos pueden ser inestables en sus dimensiones después de 22 horas de fabricación. Por ello, no conviene usarlos antes de transcurridos ese tiempo.

Limpiadores para prótesis.- Los pacientes usan una gran variedad de agentes para limpiar las dentaduras artificiales. Por orden de preferencia están los dentífricos, limpiadores específicos, agua y jabón, sal y bicarbonato doméstico, blanqueadores y vinagres. Por lo general, sumergen la prótesis en la sustancia o cepillan la prótesis con un limpiador.

Los limpiadores más comunes sirven para sumergir en ellos las prótesis y se venden en polvo o tabletas. Su composición incluye compuestos alcalinos, detergentes, sustancias aromáticas y perborato de sodio. Cuando el polvo se disuelve en el agua, el perborato se descompone y forma una solución alcalina de peróxido, que a su vez se descompone y libera el oxígeno. Se supone que las burbujas de oxígeno actúan mecánicamente para aflojar los residuos.

Se ha investigado la influencia de agentes abrasivos sobre la resina acrílica. El cepillo propiamente dicho produce poco efecto sobre la superficie de la resina. La sal, la sosa, el jabón y la mayor parte de los dentífricos comerciales no son dañinos. En cambio, están contra indicados todo los limpiadores domésticos. El empleo prolongado de estos agentes afecta la adaptación de la prótesis, y la superficie áspera que dejan hace muy difícil el mantenimiento de la limpieza de la superficie. Conviene advertírselo al paciente.

Reacciones alérgicas.- Pocas veces se ven reacciones alérgicas verdaderas a resinas acrílicas en la cavidad bucal. El monómero residual, que se haya aproximadamente en 0.5% en una prótesis bien procesada, es el componente bien aislado como irritante. Si en la prótesis se mide el contenido de monómero después de su conservación en agua, se observa que a las 17 horas ya se eliminó el monómero libre en la superficie de la prótesis. El resto del monómero no se extrae con facilidad. Incluso si se consiguiera extraer parte de él por tensión continua de la prótesis, Las pruebas indican que se eliminará con rapidez.

Así, si el monómero residual fuera la causa de las irritaciones producidas por la prótesis, sería posible que su efecto fuera comparativamente rápido, pero la mayor parte de los casos clínicos que presentan irritación bajo la prótesis se producen en meses, o incluso años, después de su instalación. La cuidadosa valoración clínica de una gran cantidad de las denominadas alergias resinas acrílicas demostró el factor etiológico son condiciones antihigiénicas bajo las prótesis mal adaptadas que traumatizan los tejidos. La alergia verdadera a la resina acrílica se reconoce por la prueba del parche.

En odontología se observa a veces un efecto biológico algo diferente que produce el monómero. El contacto directo del monómero durante un periodo continuo produce dermatitis. Esto ocurre en algunos procedimientos de laboratorio. Debido a esta posibilidad, el odontólogo y el técnico de laboratorio debe abstenerse de manipular la masa plástica de resina plástica acrílica con las manos. La alta concentración de monómero en la masa plástica produce una irritación local e incluso sensibilización de los dedos.

Toxicología.- Es muy baja la cantidad de metacrilato de metilo del monómero que se puede entrar en la circulación con solo pasar por la mucosa bucal. La vida promedio del metacrilato de metilo en la sangre a los 37°C está en un intervalo de

20 a 40 minutos, y su eliminación se efectúa mediante la hidrólisis a ácido metacrilato.

Dientes de resina.- Se estima que por lo menos 60% de los dientes artificiales prefabricados que venden en los Estados Unidos están fabricados con resinas acrílicas o resinas acrílicas de vinilo. Las resinas acrílicas de polvo y líquido color diente también están disponible para la elaboración de dientes de reemplazo.

La composición de los dientes de resina es ante todo poli(metacrilato de metilo) copolimerizado con un agente de unión, como se describió para las prótesis de resina. En los dientes de resina se emplea un mayor cantidad de agente de unión para reducir la tendencia del diente a agrietarse cuando entra en contacto con la masa del monómero y polímero durante la fabricación de la prótesis. Quizá el área protuberante de la encía no esté tan entrecruzada como la inicial a fin de facilitar la unión química a la base de la prótesis. Para obtener un aspecto estético natural se emplean varios pigmentos. Hace poco tiempo se descubrió un diente de resina de microrrelleno de dimetacrilato de uretano, con el cual se ha establecido resistencia mejorada a la abrasión.

Durante la montadura de los dientes de cera sobre la placa base, suele alisarse la cera con una flama. Esto debe efectuarse con cuidado en los dientes de resina, puesto que las superficies pueden quemarse o fundirse. Las resultantes tensiones de superficie, causadas durante el enfriamiento, puede contribuir al agrietamiento durante el uso.

La elección entre dientes de resina o porcelana depende del caso clínico. Los dientes de resina se escogen se van a oponer a superficies oclusales de oro o dientes naturales, si hay una disminución en la distancia interoclusal o si se presenta un bajo soporte de cresta. Los dientes de porcelana se emplean cuando se elaboran ambas dentaduras, maxilar y mandibular, para pacientes cuyos soporte óseo y espacio entre los arcos están en buenas condiciones.

A pesar de la destreza del cirujano, el éxito de la prótesis está limitado por las propiedades de los materiales de reconstrucción. Los elastómeros y polímeros modernos han mejorado la prótesis facial, sin embargo, no contamos aún con el material ideal que se asemeje o duplique la piel humana.

El primer material moderno, escogido por facilitar su fabricación por ser higiénico y durable, fue la resina de poli(metacrilato de metilo). El mayor problema era su rigidez. Aun cuando se combinó con plastificantes, pronto se volvió duro, y así disminuirá en gran medida su utilidad en prótesis fuera de la boca.

Latex.- Un látex sintético recién elaborado es el tripolímero de acrilato de butilo, metacrilato de metilo y metacrilamida de metilo. Superior al látex natural, la piel de látex es casi transparente y el color es esparcido al reverso o al lado del tejido de la prótesis, de manera que aparece más natural y se mezcla bien con la prótesis. Sin embargo, es muy largo el proceso técnico de combinación de piel de látex con armazón de hule espuma y la prótesis dura solamente unos meses. Por esto, el uso de látex es muy limitado para este propósito.

Plastisol vinílico.- En algunas prótesis se usan resinas vinílicas, que adquieren mayor flexibilidad al añadirles plastificantes. Como el plastisol, estos materiales

son un líquido espeso que consta de pequeñas partículas vinílicas dispersas en el plastificante. Los pigmentos de color pueden incorporarse para igualar tonos de piel. La flexibilidad se obtiene al calentar la dispersión del plastisol para disolver en parte las partículas sólidas. Sin embargo, la prótesis se vuelve dura con el tiempo debido a que los plastificantes son expelidos de la superficie de la prótesis. La luz ultravioleta también tiene un efecto adverso sobre este material.

Siliconas.- Las siliconas de polimerización a temperatura ambiente tiene textura transparente o bien blanco opaco antes de que el catalizador sea introducido se añaden los pigmentos terrosos secos para igualar el color de la piel del paciente. La prótesis puede ser curada con un molde de piedra artificial, pero un molde más durable puede ser hecho de resina apóxica o metálica. La prótesis se elabora con cierta facilidad en el laboratorio dental que cuenta con equipo especial pequeño. Sin embargo, dichas silicones no son tan resistentes como las de polimerización por calor y su color intrínseco es monocromático.

Su principal desventaja es el requerimiento de una máquina de molienda y una prensa. Además suele emplearse un molde de metal, cuya fabricación es un procedimiento bastante largo. Deberá usarse un molde de piedra reforzado, dentro de una prótesis enfrascado. Sin embargo, la fuerza de tensión de dicha silicona presenta un gran riesgo de dañar el molde al retirarlo. Se informa una modificación en la fórmula, lo cual permite usar varias veces el molde de piedra.

Polímeros de poliuretano.- El poliuretano es el descubrimiento más reciente que se suma a los materiales usados con prótesis maxilofaciales. La fabricación de prótesis de poliuretano abarca tres componentes, los cuales requieren de una exacta proporción y mezclado. Uno de ellos es el acrilato, el cual necesita de manipulación cuidadosa a fin de evitar una reacción tóxica para el operador. A pesar de que el material se cura a la temperatura ambiente, requiere de un exacto control de temperatura, ya que un ligero cambio en ella alteraría la reacción química. La humedad en el aire también puede afectar el procesado, por ellos es necesario un molde de metal. A pesar de que la prótesis de poliuretano de una apariencia natural, puede deteriorarse. (4,11, 12,16 y 17).

VALPLAST

Historia sobre el Valplast.- Se hacen grandes descubrimientos por accidente, muchos otros requieren de constancia, observación y trabajo de investigación. A finales de la década de los 40, mas personas empezaron a trabajar en grandes compañías. La apariencia comenzó a tener más importancia que antes. Las personas empezaron a hacer más concientes respecto a restauraciones dentales estéticas.

La industria dental tenía disponible únicamente cromo-cobalto y acrílico para restauraciones. Se hicieron diseños en metal de manera mas científica para procura hacer el menor daño posible en los rebordes alveolares y para mantenerse funcional.

Nuevas ideas.- Sabiendo que las placas parciales funcionales tenían ganchos de metal visibles, poco estéticos y que sus diseños mas avanzados en metal no eliminaban el deterioro natural del reborde alveolar. Tiber y Arpad Nagy, comenzaron estudiar detenidamente cada uno de los factores que contribuían con el deterioro dental, la falta de estética y reacciones alérgicas.

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

VENTAJAS DE VALPLAST

- Excelente Memoria plástica.
- Irrompible.
- Durabilidad.
- Ligero peso.
- Estético.
- Confortable.
- Hipoalérgico.
- Inerte.
- No tóxico.
- Retardador del deterioro del hueso.
- Romper fuerzas.
- No se deteriora al contacto con fluidos y bacterias.
- Absorción de agua mínima.
- Traslúcido.
- Apariencia.
- Flexibilidad

Solución funcional

- ❖ Una distribución de fuerzas en área dentales.
- ❖ Elimina presiones innecesarias en los dientes naturales permanentes.
- ❖ Estimulación de la encía por la flexibilidad de la resina.
- ❖ Ayuda a reducir la reabsorción del hueso.

Porque no usar descansos verticales.- El descanso es necesario en casos de metal para eliminar presiones perjudiciales en los dientes naturales y en la encía. La flexibilidad de la resina elimina el punto de mayor presión, distribuyéndola a lo largo de la parcial. Esto evita la necesidad de compensaciones.

RECOMENDABLE PARA:	IDEAL PARA:
Pacientes alérgicos al polimetacrílico.	Obturadores platinos.
Paciente con altos Torus platino.	Férula Oclusales.
Pacientes con paladar hendido.	Mantenedor de espacio.
Enfermedades periodontales.	Parrillas periodontales.
Movilidad dental.	

El éxito internacional del Valplast.- La tecnología Valplast, ha estado disponible en el mercado Europeo, por mas de 44 años y en Estados Unidos por mas de 43 años.

Además es usado en Taiwán, Corea, Australia, China, Japón, Filipinas, Perú, Argentina, Canadá, Israel, Nueva Zelanda, Malasia y Singapur.

Beneficios para pacientes

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

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE VALPLAST

Peso Específico	1.04
Absorción de agua (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 % sin restricción
Resistencia a rupturas	Sin ruptura 375 F°

Resultados basados en Estudios Materiales en la Universidad Gratuita de Berlín 1991. De acuerdo con ISO 1567/DIN 13907.

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

La flexibilidad del material amortigua una parte del choque al masticar. Aun en casos de cobertura palatina donde se prevé mas 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 a nuestro procedimiento de laboratorio. Aún en maltrato, la base no deberá despedazarse.

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

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

Además de la coloración natural, los típicos diseños de las restauraciones de Valplast, siguen el modelo o patrón de las naturales formaciones de la energía a lo largo del contorno de los dientes.

Con los delgados diseños de broche. La restauración se convierte prácticamente imperceptible.

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

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

Dentaduras parciales removibles convencionales.- Existen muchas opciones disponibles para cuando los dentistas necesitan hacer restauraciones para pacientes parcialmente edentulos. Estas se van reduciendo, al hacer consideraciones, como por ejemplo la envergadura del área edéntula, la salud periodontal del paciente, y sus parámetros financieros. Para unos pacientes la

restauraciones fijas como puentes o implantes endodónticos, son la mejor opción, de cualquier manera, para muchos otros las prótesis removibles son requeridas.

La diferencia en el soporte de la dentadura parcial removible, proveída por los dientes y por el residuo del hueso alveolar y su mucosa es reconocida generalmente como el creado de situaciones difíciles de tratar. <en un estudio de los años con 748 usuarios de dentaduras parciales, el porcentaje de fracaso basado en el reemplazo de prótesis o que no usan sus parciales, fue de un 25% en 5 años y de un 20 en 10 años. Los problemas encontrados con mas frecuencia fueron fracasos de restauraciones, en abultamiento, remodelaciones de bordes edéntulos, y fracturas en los ganchos de metal. El 60% de los abultamientos de dientes requirieron nuevos tratamientos en 5 años y 80% en 10 años. El porcentaje de fracasos en ganchos fue de: 15-19.5e5 años y de 35% en 10 años.

Estos efectos negativos pueden ser dirigidos al iniciar un tratamiento práctico cuidadosamente planeado, a los pacientes regularmente para instruirlos sobre higiene dental y tratar sus dientes para ajustes prostéticos. Una buena higiene oral, reduce el desarrollo de caries debajo de los ganchos y limita algunos movimientos de abultamientos de dientes asociados con las dentaduras parciales. En algunos casos, los ganchos con alambre tallado, son utilizados porque pueden doblarse en cualquier dirección y de esa manera las presiones causadas por el movimiento de la dentadura parcial removible son disipadas. Esto ayuda a proteger los abultamientos de los dientes de fuerzas perjudiciales.

Algo más, respecto a las dentaduras parciales convencionales, es el resultado potencial del acrílico a irritar químicamente o a iniciar una respuesta alérgica en el paciente. Las manifestaciones físicas más comunes de este contacto alérgico llamado STOMATITIS VENATA, son: ardor en la boca y lengua, enrojecimiento de la mucosa oral. WEAVER y GOEBEL, determinaron que la mayor parte de los síntomas estaban relacionados al monómero líquido contenido en la resina tradicional methil metracrilato. Resinas autopolimerizante, contienen una alta concentración de monómero residual en relación con acrílicos de curado caliente. El sistema de resina base desarrollada recientemente que es ligeramente polimerizada afecta varias células metabólicas procesadas con una variante en grados de citotoxicidad porque monómeros sin curar hacen contacto directo con la mucosa durante el proceso de curado. Materiales para rebase suave tiene un efecto similar.

Para un buen número de pacientes, las inflamaciones debido a irritaciones químicas disminuye con el tiempo. En muchos otros pacientes, el enrojecimiento o irritación, son debido a que las prótesis encajan pobremente, así también por candidiasis. También existe un pequeño porcentaje de población que no tolera el acrílico convencional, esto debido a que de verdad son alérgicos al material.

Objeciones de pacientes por falta de estética asociada con dentadura parcial con ganchos, fue lo que llevo al desarrollo de ataques de precisión. Esto no son una opción para todos los pacientes, debido a consideraciones financieras. Otras limitaciones estéticas son los abultamiento de las falanges de acrílico y la frecuente falta de habilidad del acrílico para igualar el color de la mucosa del paciente.

El grosor necesario de las extensiones linguales y paladares (4-5 mm), han sido reportadas por inferir con la habilidad del paciente para hablar con claridad,

adicionalmente, el grosor de la falange mandibular lingual, ocasionalmente choca con los costados de la lengua. Estas son inconveniencias para el paciente, quien puede requerir un periodo de ajuste de muchas semanas o meses.

La reabsorción continua de los bordes edéntulos, en las dentaduras parciales mandibulares con extensiones distales libres (clase 1 Kennedy), es el factor que contribuye a la inestabilidad de cómo queda una parcial en la boca. Esta reabsorción necesita rebase dental hasta que el hueso alveolar sea absorbido al nivel de la base del hueso.

Finalmente, el acrílico se rompe al impacto. Dentistas advierten a sus pacientes, que llenen el lavamanos con agua o que pongan una toalla mojada, cuando estén cepillando sus dentaduras parciales, por que incluso en una caída de 12 pulgas en un lavamanos de porcelana, puede romper la dentadura. Esta naturaleza frágil lo hace muy caro, especialmente cuando el paciente tiene una coordinación menor que la idónea.

Características del material Valplast.- El Valplast, es un material para base de dentaduras, el que han sido diseñado para corregir algunas fallas del acrílico convencional. Es bio-compatible, y de nylon irritable.

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

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

La formulación Valplast es bio-compatible. Haciendo de este una excelente opción para pacientes alérgicos o sensitivos a productos methilmetacrilatos. En 44 años desde su introducción, nunca se ha reportado sensibilidad en la mucosa, atribuida directamente al material.

La flexibilidad de este producto es la llave de su efectividad. Imagínese por ejemplo: una parcial distal mandibular de final libre (clase Kennedy) hecha enteramente de acrílico duro y sin descanso oclusal en los abultamientos de los dientes. Cuando el paciente mastica la comida en el lado izquierdo, tiene un ataque gingival bloqueado, y el conector lingual anterior, es rotado hacia atrás. Es por eso que los parciales totalmente de acrílico no son recomendadas.

Cuando una dentadura parcial similar fabricada en Valplast, es tratada de la misma manera que el caso mencionado, lo único que pasa es que el bocado de comida es masticado. Por el hecho de que el material es flexible, actúa como rompedor de presiones entre el punto de carga y el resto de la prótesis. Un bocado de comida en el lado izquierdo no levanta al lado derecho de esta, y no rota el

área del conductor central. El lado izquierdo de la parcial flexible al cargar, doblándose ligeramente fuera del borde. En los lados bucales durante la carga y la fuerza es llevada al tejido.

Esta carga de los bordes edentulados es más sutil que en la mayor parte de la prótesis rígida. Aunque Valplast no clama reducción del borde de reabsorción, pero al parecer necesita menos de rebase en comparación con los parciales de acrílico.

Valplast no es recomendado rutinariamente para dentadura completa, porque interfieren con la habilidad de obtener un sellado de cualquier manera, dentaduras completas hechas en Valplast, han sido usadas con éxito. Pacientes completamente edentulados y con abultamientos que no son buenos candidatos para cirugía se han beneficiados con las dentaduras flexibles Valplast.

La satisfacción del paciente con este producto es grande debido a lo confortable, estético y duradero. La satisfacción del dentista es grande debido a las propiedades físicas, las cuales facilitan lo que normalmente se hace en parciales acrílicos convencionales, dándoles un método adicional para cubrir las necesidades del paciente.

¿Qué es Valplast?.- Es un material flexible que es ideal para dentaduras parciales y restauraciones unilaterales. La resina es hecha a base de nylon termoplástico biocomparable con propiedades físicas y estéticas exclusivas. Valplast permite que el material transluzca el color natural de la encía, contrastando los colores básicos rosado medio, rosado pálido y meharry. También su irrompibilidad está garantizada, siempre y cuando se elabore con los procedimientos especificados por el fabricante.

¿Cuándo usar Valplast?.- Puede ser usado siempre y cuando se esté considerando una dentadura parcial removible para su paciente. Valplast le provee una parcial removible superior, funcional y estética. La invisibilidad práctica de Valplast lo hace el producto ideal y además para casos en el que el paciente prefiere no tener una restauración fija o implante, pero se requiere una restauración estética.

Pacientes que han usado las parciales convencionales de metal y las parciales de Valplast, reportan que Valplast se siente natural en la boca, es más confortable, muy fina y de liviano peso, lo cual les da confianza al comer, sonreír y aparecer en público debido a la excelente retención y estética de las restauraciones en Valplast. Pacientes con bocas saludables pueden usar sus parciales, Valplast por muchos años y en muchos casos las han usado por más de 15 años sin modificación alguna. Los pacientes también hacen hincapié en la simplicidad de las restauraciones removibles en Valplast, ya que a diferencia de las parciales de metal y acrílico convencional, no necesita del doloroso trabajo de preparación de los dientes naturales, solo se toma una buena impresión y con eso basta.

Técnica de preparación de Valplast.- Valplast usa la técnica Retento-Grip tissue-bearing, gancho retentivo y descanso en el tejido para retención. No se necesita preparación de dientes o de tejidos. El laboratorio procesador autorizado,

requiere solamente de un modelo maestro tomado de una impresión en alginato, un modelo antagonista y su respectiva mordida.

Cubetas de impresión no son necesarias. Rodete de mordida y prueba de boca pueden ser tomadas para mayor precisión en los casos de clasificación 1 de Kennedy, extensión distal bilateral libre. El laboratorio usualmente puede completar una restauración unilateral directamente sin necesidad de ser probada en la boca.

¿Qué hace el laboratorio?.- El laboratorio puede diseñar el caso en el modelo maestro colocando los ganchos necesarios y bloqueando con cera. Ellos duplicaron el modelo y enceran el caso para finalizar en el modelo del duplicado. Los dientes serán preparados con retención mecánica. Eliminan la cera, la resina y se inyecta el Valplast en una mufla cerrada. Después de remover el caso de la mufla, este es adaptado, finalizado y probado en el modelo maestro, se pula y se empaca en una bolsa de plástico con agua para ser enviado a su oficina. Dicha parcial va acompañada con un certificado que enseña y garantiza que el caso fue hecho en Valplast.

Técnica de colocación en la boca.- Después de desempacar el caso, sumérrjalo en agua caliente antes de ser insertado en la boca. Deje el caso en agua caliente por aproximadamente un minuto. Remueva el caso del agua y deje enfriar al punto de que sea tolerado por el paciente e inserte el caso suavemente en la boca del paciente.

El tratamiento de agua caliente permite una suave inserción y una buena adaptación con el tejido natural en la boca. Si el paciente siente una conformidad porque el gancho está muy ajustado, esto puede ser arreglado sumergiendo el gancho de la parcial en agua caliente y doblándolo el gancho hacia fuera. Si el gancho requiere ajustarse, apretar el área del gancho puede ser sumergido en agua caliente y doblarlo hacia adentro para ajustarlo.

Si una reducción es necesaria debido a una irritación, la resina tiene que ser manejada de manera diferente del acrílico. Es esencial usar una piedra de rebaje de acrílico o una fresa de metal de corte paralelo " Vulcanita bur" para reducción general la resina se derretirá si es expuesta o prolongada y continuamente a la fresa o la piedra de rebaje por eso es esencial mover el instrumento sobre la superficie continuamente.

Ajuste pequeño puede ser hecho con una rueda de goma o una vulcanita bur o fresa apropiada.

Si hay hilos remanentes estos pueden ser removidos con una navaja con filo. Cualquier aspereza puede ser alisada con una rueda de goma café.

La superficie puede ser pulida nuevamente después de alisar con las ruedas de goma, si fuese necesario puede usarse una piedra pómez gruesa, tripoli, y el pulidor Val-Shine.

Las herramientas de rebaje, Valplast Knife navaja, y agentes pulidores pueden ser adquiridos a través de su laboratorio.

Preparación para colocar un diente.- Es esencial remover cualquier adhesivo de la superficie del caso antes de tomar la impresión. Con el caso colocado en la boca, tome una impresión de alginato. Ponga la prótesis de Valplast en la

impresión y vacíe el modelo rápidamente y llévelo al laboratorio con las instrucciones adecuadas. El laboratorio utilizará ya sea la técnica de soldadura, para reparaciones pequeñas o la técnica de inyección para preparaciones grandes y retenciones adicionales. Cualquier adición puede ser hecha a las parciales de Valplast.

Preparación para rebases.- Los rebordes alveolares individuales pueden normalmente ser rebasados usando la técnica de reparación por inyección por un laboratorio Valplast. En el caso donde un rebase general es indicado, hacerlo de nuevo de una nueva base.

Tome una impresión para rebasado de manera acostumbrada conservando la oclusión, vacíe el modelo rápidamente y envíelo al laboratorio.

El laboratorio registrará la posición de los dientes con un matiz de yeso de paris para articular y luego removerá la base. Una nueva base será encerada y reprocesada usando dientes existentes.

Siguiendo el mismo procedimiento para insertar un rebase o un caso reparado que un caso nuevo, primero sumérjalo en agua caliente.

Recomendaciones para el cuidado de la placa.- Como cualquier prótesis removible, el paciente tiene que ser instruido a seguir normas de higiene para mantener la apariencia y limpieza de su restauración de Valplast. La prótesis tiene que ser sumergida en agua por las noches al menos tres veces por semana en un buen limpiador fuerte diariamente por espacios de 10 a 15 minutos. El caso tiene que ser lavado y cepillado antes de reinsertarse en la boca.

Valplast internacionalmente distribuye un limpiador dental concentrado que puede ser usado diariamente para una limpieza profundamente periódicamente. El limpiador está disponible en Valplast internacional y en los laboratorios procesadores.

Aplicación especiales de Valplast.- El Valplast es usado efectivamente en su forma original sin pigmentación para férulas. Su irrompibilidad lo hace ideal para dicho propósito.

Valplast puede ser usado en dentaduras completas cuando el paciente tiene protuberancia de estructura de hueso o tuberosidades grandes las cuales normalmente tienen que ser reducidas mediante cirugía, para permitir la inserción de una dentadura de base rígida.

Valplast es una alternativa ideal para dentaduras parciales o completas cuando el paciente tiene reacción alérgica a los monómeros de acrílico.

Valplast puede ser usado en cosméticos para enmascarar recesiones gingivales en una variedad de situaciones, incluyendo implantes.

Valplast es un material ideal para todos los casos removibles cuando el paciente tiene tendencia a romper su dentadura o parcial debido a mordida severa.

Valplast resuelve muchos problemas periodontales que envuelve dientes sensitivos, bocas cancerosas u otras condiciones en que los dientes están comprometidos, es ideal en bocas con condiciones de torus palatino o con una profundidad en el paladar. (10 y 18)

PORCELANA

Porcelana dental.- La porcelana se clasifica en tres tipos: el primero se usa para fabricación de dientes artificiales, el segundo se usa para coronas, fundas de porcelana e incrustaciones, y el tercero está designado con mayor propiedad como esmalte, se usa como frente sobre coronas metálicas colocadas tipo veneer. La composición química y técnica son esenciales para los tres tipos, que utiliza el odontólogo y el técnico en el laboratorio dental.

La porcelana dental son minerales cristalinos (feldespato, sílice alumina). Es una matriz de vidrio. La fase de vidrio consta de polvos finamente trabajados los cuales, cuando se compactan y arden o sintetizan a altas temperaturas, se funden y forman un material traslucido parecido al diente. La porcelana dental es el material de restauración estética más durable y cuando está correctamente glaseado y tersa, se limpia con mucha facilidad de manchas y placa. Es muy frágil su alto grado de contracción de cocerse, es fácil de igualar colores y la textura del diente.

Clasificación por temperatura.- La porcelana dental puede clasificarse según su madurez o temperatura de fusión. Por lo general, se reconocen tres tipos de porcelana dental:

- a) alta fusión
- b) fusión media
- c) baja fusión

Composición de la porcelana restauradora.- Los fabricantes usan la porcelana de alta fusión en la construcción de dientes de dentaduras artificiales, pero se usan rara vez en la fabricación de restauraciones individuales de porcelana. Estos materiales pueden contener 75 a 85% de feldespato de 12 a 22% de cuarzo, y más de 40% de caolin. El feldespato proporciona una parte cristalina y sirve de matriz para el cuarzo.

El cuarzo (Si O_2) se usa la porcelana como endurecedor. A temperatura de combustión normal su estructura no cambia y sirve para estabilizar la masa a altas temperaturas.

La sosa formada del feldespato tiende a disminuir la temperatura de fusión en tanto que la formación de potasa incrementa la viscosidad del vidrio fundido, lo cual origina menos hundimiento o flujo peroplástico de la porcelana durante la combustión.

Esta es una propiedad deseable porque evita que los bordes se redondea y que se pierda la forma de los dientes e impide la obliteración de las manchas superficiales los cuales dan un aspecto vivo.

Muchas porcelanas para restauración contienen una fase cristalina libre de cuarzo, sin embargo, deben denominarse vidrios, y las porcelanas de alta fusión, mas exactamente "vidrios feldespáticos".

En las porcelanas de media y baja fusión, los fabricantes mezclan los componentes, los funden y luego enfrían bruscamente la masa en agua. Este

enfriamiento ocasiona tensiones internas que causan agrietamiento y fractura del vidrio. Este proceso se llama "FRITACIÓN" y el producto se llama FRITA. La frágil estructura resultante se reduce a un polvo fino que usará el ceramista.

Los álcalis (polasa y sosa) se introduce como carbonato o minerales naturales (por ejemplo feldespato). En último caso se añade algo de sílice y aluminio. El boro puede estar presente como borax o ácido bórico. Cuando se usa cal, se añade como carbonato de calcio que se convierte en CaO durante la filtración.

Tipos especiales de porcelana.- La porcelana como material de restauración con sus altas cualidades estéticas que se pueden obtener al igual la estructura dental adyacente en su translucidez, color e intensidad. Se usan varios tipos de porcelana para mejorarla. la FRITA COLOREADA se añade a la porcelana dental; estos colorantes se producen al fundir óxido metálico con vidrio fino y fedeldespato, luego se vuelve a moler en el polvo.

Usos de la porcelana.- La corona de porcelana de tipo jacket se fabrica varias capas de porcelana. Cada capa debe ser superior en tamaño para compensar la merma de la combustión. Se usa la porcelana de fusión media o baja y la aplicación del fuego, se hacen en un vacío parcial.

La temperatura de fusión, existen tres tipos de porcelana opaca que se usa para enmascarar el color del cemento con la cual se coloca la restauración y se carga con opacificaciones como los óxidos de zirconio o de titanio. El cuerpo, o la dentina de la porcelana es un vidrio feldespático con alta saturación de color se usa para las áreas gingivales o del cuerpo de la corona. El tercer tipo de porcelana de esmalte, es un vidrio feldespático con el que se cubre el cuerpo de translucidez inherente del incisal de los dientes.

La corona de porcelana aluminosa de un cuerpo o estructura central de porcelana que contiene de 40 a 50% de cristales de aluminio en un vidrio se somete al fuego sobre el núcleo luminoso y también se aplica la porcelana de esmalte.

La porcelana dental translúcida común se funde y forma una capa exterior sobre la alúmina. La temperatura de fusión de la alúmina es mucho más alta que la que se obtiene con el equipo común del laboratorio dental, por esto se proporcionan los reforzamientos preformados con alto contenido de alúmina que sirven para fabricar puentes, coronas, postes, o pequeños puentes fijos.

En la actualidad la corona de porcelana reforzada con metal llamada corona de metal-cerámica, es la restauración más usada en las cerámicas dentales. Consta de una funda de metal colocada cual se somete al calor a una capa externa de porcelana, tiene el tono y el matiz apropiado. Por ejemplo, el óxido metálico y sus valores correspondientes; óxido de hierro o níquel café amarillento; óxido de manganeso, lavanda, óxido de cobalto azul. La opacidad se logra al añadir óxido de zirconio titanio o estaño.

Los pigmentos se expende en paquetes y se hacen de la misma que los fritos de color concentrado. Se emplea como colorantes de superficie o para reproducir las líneas de contención del esmalte. Las tinciones a menudo se hacen de vidrio de baja fusión, de manera que pueden aplicarse a temperaturas inferiores o a la temperatura de madurez de la restauración.

El sobreglaseado son polvos cerámicos que deben añadirse a la restauración de porcelana después de sometida al fuego. En la superficie de la restauración de porcelana se forma una capa transparente y brillante o semi-brillante no porosa.

El coeficiente de expansión térmica del sobreglaseado debe ser ligeramente menor que el del cuerpo de la porcelana a la cual se aplica. Si el sobreglaseado tiene mayor coeficiente que el cuerpo, se enfría bajo tensión radial. Las tensiones resultantes pueden causar agrietamientos de la superficie. Si es mayor la condición de tensión más fino será el trabajo neto de agrietamiento que se produce. Y al contrario, si el coeficiente del sobreglaseado es mucho más bajo que el del cuerpo la fuerza comprensiva puede causar fractura del glaseado denominado "deseccado".

Si todos los componentes para formar una fase de vidrio individual, dicha porcelana puede vidriarse por sí misma con facilidad. Cada gránulo de porcelana (vidrio) se funde a la misma temperatura, por ello el vidriado prolonga el tiempo de madurez de la porcelana.

Así con el diseño adecuado de la funda en combinación con las propiedades físicas compatibles de la porcelana y el metal, la porcelana también se refuerza de manera que se reduce en gran medida, se puede eliminar. La fractura por fragilidad. La restauración metal cerámica ya se analizó en relación con las aleaciones del metal noble usado para el colado.

Por ello el refuerzo metálico permite usar porcelana dental en la fabricación de puentes fijos y en áreas donde se presenta las fuerzas de tracción y tangenciales. Esta técnica de porcelana opaca se funde contra el colado para recubrir el metal. El opacador se satura de óxido metálico como opacificante. La porcelana opaca es reflejante por ello se debe cubrirse de 1mm de porcelana para obtener una estética razonable.

Estructura.- En el cristal de sílice, por ejemplo, la unión es iónica y al mismo tiempo covalente, con disposición atómica tetraédrica, no hay electrones libres por lo tanto, los materiales cerámicos son malos conductores térmicos y eléctricos.

En comparación con los metales, la disposición atómica es compleja. Las reacciones cerámicas son lentas debido a la gran resistencia y a la complejidad de sus estructuras. Las porcelanas dentales son inertes. El enfriamiento del cristal es muy lento para la velocidad de difusión atómica es de tal lentitud que el cristal se solidifica con una estructura de líquido súper enfriado o estructura no cristalina es mayor que la disposición cristalina. Esta estructura se denomina VITREA y el proceso de formación se conoce como VITRIFICACIÓN. En cerámica la vitrificación es la obtención de una fase líquida por reacción o derretimiento, que al enfriarse proporciona la fase de glaseado o brillo.

La porcelana dental tiene un tramo básico de silicio y oxígeno como matriz formado de vidrio, se consiguen en otras propiedades, como baja temperatura de fusión, viscosidad alta y resistencia a la desvitrificación, con sólo incorporar otros óxidos a la red SiO_2 , formadora de vidrio. Estos óxidos son de sodio, calcio, aluminio y boro.

Los óxidos de potasio, sodio y calcio se usan como modificadores de cristales, es decir interrumpen la integridad de la red de SiO_2 , y actúan como fundentes. La finalidad del diente la temperatura de ablandamiento de vidrio al reducir la

cantidad de uniones cruzadas entre el oxígeno y los elementos formadores de cristales. El sodio proporciona un electrón al átomo de oxígeno del tetraedro, en ser compartidos por otros tetraedros.

El óxido bórico (B_2O_3) puede actuar como fundente también forma su propia red vítrea como el óxido bórico forma una red gemela con la sílice, puede interrumpir la red más rígida de sílice y produce el descenso del punto de ablandamiento del cristal.

Comportamiento mecánico.- En la práctica, la resistencia a la tracción de la cerámica es muy baja, debido a las irregularidades de la superficie. Por el contrario, en la fibra de vidrio que se obtiene por el estiramiento del vidrio en su estado viscoso a temperatura elevada, hay una estructura bastante uniforme. En el cuerpo cerámico común se producen defectos como pequeñas grietas, porosidades y desniveles.

Estas grietas generan concentraciones de tensiones. En los metales, estas tensiones se alivian por deformación plástica, pero como los vidrios carecen de ductilidad, el alivio de tensiones no es posible. Si la estructura, se halla bajo tensión por tracción las tensiones concentradas superan con facilidad la resistencia del cuerpo cerámico de la grieta el enfriamiento de la cerámica, después de la maduración. Independientemente de la velocidad del enfriamiento, la capa externa o piel se enfría con mayor rapidez que la parte interna. En consecuencia, la piel se halla bajo compresión y la parte interna contiene tensiones traccionales porque su contracción térmica es parcialmente impedida por la piel rígida que se ha solidificado. Este cambio de dimensión diferencial podría fracturar o romper la piel y producir minúsculas grietas cuando las tensiones opuestas tratan de neutralizarse entre sí en esta zona.

Un importante factor clínico es el debilitamiento de las superficies cristalinas por la contaminación por humedad. El agua cumple una función primordial en la fatiga estática del cristal y produce una reducción de la resistencia del tiempo. Este proceso se llama reemplazo de los iones alcalinos en el cristal o por iones de hidrógeno, los cuales atraen moléculas de agua y las sitúan dentro de los espacios que originalmente estaban ocupadas por los álcalis.

Esta agua (saliva), puede actuar como modificador de la red en el debilitamiento del vidrio. El vidrio sin dañar se debilita por el almacenamiento de humedad y muestra fractura demorada cuando se tensiona una carga constante de humedad. Es muy probable que la superficie debilitada de la porcelana dental se presenta en la boca. Las cargas que se aplican sobre la superficie oclusales que por lo normal no fracturan el material y pueden mencionar el sistema agrietado cuando se indica la fatiga estática.

Esto puede ser la causa de que las porcelanas unidas al metal sean mucho más fuerte, ya que la interfase de la porcelana es protegida contra los efectos de las microgrietas y de la fatiga estática en agua. El grosor del metal también juega un papel importante en este reforzamiento pero, la unión del metal probablemente mejora la resistencia de la corona de alumina unida al platino.

Métodos de fortalecimiento de la porcelana dental.- Para fortalecer la porcelana dental, conviene contar con mecanismo que evite propagación de las

grietas que podría ocurrir con pequeñas tensiones por tracción. En el caso de la corona de metal y cerámica.

Una vez que se usa un material mas fuerte como una piel interior para la corona de porcelana, las grietas aparecerán solo cuando el material está firmemente unida al sustrato reforzado.

Factores que influyen en el color.- Para la elección de la porcelana como material de restauración es la estética de reproducir la estructura dentaria de translucidez color intensidad. Es muy difícil conseguir la semejanza. La dentina es más opaca que el esmalte y se reflejará luz. El esmalte es una capa cristalina que se encuentra sobre la dentina y se compone de pequeñas prismas cementados entre sí por sustancias orgánicas.

El odontólogo puede reproducir las características estéticas de modo que las diferencias sea perceptibles únicamente por el ojo experimentado.

La porcelana dental se pigmenta al introducir óxido en la frita para conseguir el color deseado. El odontólogo dispone de muestras de cada color denominadas guía de colores, con las cuales busca la mayor similitud posible con el diente. Muchas veces sucede que si el ceramista desea conseguir una imitación más exacta debe mezclar los polvos que se venden. Como son los polvos de resina acrílica y cementos de silicato y se sigue el mismo proceso mezclado.

En la práctica, el odontólogo suele comparar el diente con la guía de colores en presencia de la luz del sol, porque esta luz contiene todos los colores primarios. La luz se refleja de una pared de ladrillos rojos, el color adopta una tonalidad rosada.

Así es posible, la selección de colores se deberá hacerse bajo dos o más fuentes luminosas diferentes. Es importante orientarse hacia el norte exponiéndolo a la luz del sol y deberá elegirse durante el mediodía de un día nublado si es posible. Las restauraciones de porcelana presentan mejores cualidades estéticas en iluminación de la misma longitud de onda que la usada para la elección del color original.

Otro factor importante para la estética, es la sustancia cementante. Que es un material opaco, como el cemento de fosfato de zinc, puede cambiar el tono de una corona o funda de porcelana debido a su absorción de luz y color. Así silicofosfato y, más recientemente, los cementos de ionómeros de vidrio se usa para dichas restauraciones.

Un método para superar la influencia del cemento consiste en aplicar una primera capa de porcelana opaca y cubrir con porcelana translúcida del color.

Condensación.- El tono del polvo de porcelana escogido se mezcla con agua destilada o un líquido especial para formar una pasta y se aplica a la matriz de platino o a la infraestructura de metalcerámica. Las partículas de porcelana deben unirse en cuanto sea posible a fin de minimizar la contracción cuando se someta a calentamiento. Este empaçado o condensación y se puede obtener mediante varios métodos, como la técnica de vibración espatulación y pincelado.

En el primer método interviene la vibración moderada para empaçar el polvo mojado sobre la infraestructura subyacente. En exceso de agua se quita con un paño limpio. En el segundo método se usa una pequeña espátula para aplicar y alisar la porcelana mojada. Al efectuar el aislamiento o el exceso de agua que sale

a la superficie de la cual se elimina. En el tercer método se añade el polvo seco de la porcelana a la superficie con objeto de que absorba el agua. El polvo seco se coloca en un pincel en el lado opuesto al que se coloca la porcelana mojada. Como el agua es atraída hacia el polvo seco, las partículas mojadas se unen. En cualquier método conviene recordar que la tensión superficial es la fuerza de manipulación en la condensación la porcelana nunca deberá secar afuera.

Procedimiento cocido.- La condensación, la restauración de porcelana se coloca sobre una plancha o bandeja de arcilla resistente al fuego, se inserta en la mufla de un horno para porcelana, nunca se deja que la porcelana este en contacto con las paredes del piso de la mufla. A altas temperaturas, la porcelana se funde y algunos de sus ingredientes pueden fusionarse con los elementos del horno. Esta contaminación fragiliza los elementos de la mufla, que se puede fracturar durante el enfriamiento o en el calentamiento. Esta precaución es particularmente importante cuando se usa una mufla con bobina de platino.

La masa de porcelana condensada se coloca frente a la mufla o al horno precalentado (aproximadamente de 6250 °C – 1200 °F), esto permite que el vapor del agua remanente se disipe. La masa condensada directamente al horno a una temperatura moderada genera la producción rápida de vapor, se introduce espacios o fracturas en grandes sectores de la porcelana. Después de precalentado durante cinco minutos, la porcelana se coloca en el horno y comienza el ciclo de acción.

A medida que la temperatura asciende, el vidrio fundido va fluyendo poco a poco para llenar los espacios de aire, pero el aire queda atrapado en forma de burbujas por que la viscosidad de la masa no permite escapar.

Periodo de cocción.- Por lo general se reconocen tres periodos durante la acción de la porcelana dental. La temperatura que se produce en cada tipo de porcelana empleada. Cuando más baja sea la temperatura de cada periodo de acción.

La cocción a punto de bizcocho suave, es el periodo en que los gramos de vidrio se han ablandado y comenzará a escurrirse. La sustancia calentada es rígida, pero muy porosa. Las partículas de polvo carecen de cohesión completa. Se observa una contracción de cocción despreciable.

El bizcocho mediano se caracteriza por el hecho de que las partículas de polvo tienen cohesión completa; la sustancia aún es porosa, y hay una contracción evidente.

Después del bizcochado alto, o final, la contracción es completa, y la masa presenta una superficie más lisa. Se ve una porosidad leve, y el cuerpo no presenta glaseado.

En cualquiera de estos periodos puede retirarse la pieza del horno se enfría para hacer el agregado, o cuando menor sea la cantidad de ciclo de cocción a los que se expone la restauración tanto mayor será la resistencia y mejor la estética. La cocción repetida origina una porcelana sin vida y demasiada translucidez. Las porcelanas usadas en la restauración de metal y cerámica son muy vulnerables a los conocimientos repetidos. Debe señalarse que las adiciones de porcelana en estado de bizcocho suave puede dar lugar a capas y falta de claridad en la

porcelana. Debido a la contaminación de la superficie de bizcocho suave y nunca deben de reducirse.

Glaseado.- Las superficies de la corona o incrustación debe ser completamente lisas al colocarse en la boca porque si no se adhieren los alimentos u otros residuos.

Las porcelanas cocidas al aire no pueden ser pulidas porque quedaran irregularidades y porosidades que no permitan la obtención de una superficie lisa y pulida. La falta de ductilidad impide el escurrimiento y el bruñido de la superficie. Estos defectos de la superficie sólo se corrigen mediante el glaseado. El glaseado puede aplicarse sobre la superficie o puede glasearse en el cuerpo. Si calentamos el cuerpo de fusión y manteniendo esa temperatura a unos cinco minutos antes de enfriarse los granos de vidrio escurrirán sobre la superficie y formarán una capa vítrea, que actuará como glaseador.

Enfriamiento.- La producción de grietas superficiales submicroscópicas. Debido a la baja conductividad térmica de la porcelana el cambio dimensional térmico en la parte interna y la externa se introduce tensiones que fragilizan la porcelana.

Choque térmico.- No es raro que una corona de porcelana el choque térmico genere tensiones, se debe a un cambio dimensional desigual al enfriamiento. La superficie de la corona puede expandirse o contraerse con mayor rapidez que el interior, según el ciclo de calentamiento y enfriamiento. Al retirar la corona del horno y enfriarla con el aire, la superficie de la corona se contraerá con mayor rapidez que el interior, y está sometida a compresión con solo equilibrar las tensiones por tracción que se genera en la parte central de la porcelana y en la funda metálica a consecuencia de sus altas expansiones térmicas.

Una corona que se mueve en el horno con rapidez, antes del vidriado recibe toda la fuerza del calor de mufla, y se expande con mayor rapidez que el interior y la última superficie. Se somete a tensión que se puede originar grietas térmicas en la superficie interior y roturas en el recubrimiento exterior.

El choque térmico es por lo general más grave durante el recalentamiento o vidriado de una corona que cuando se enfría.

Contracción.- La causa de la contracción durante el cocido de la porcelana dental es la pérdida de agua y la densificación a través del sinterizado o conglomerado. Cuando no se emplea la condensación y se retira el agua con un papel, la diferencia de la contracción de volumen es desprendible en comparación con la contracción que se obtiene con los métodos convencionales. La causa inmediata de la contracción es la disminución del volumen del cuerpo a medida que las partículas se van fundiendo.

La cocción de la tensión superficial de la masa fundida arrastra la parte no fundida en el centro y hacia los espacios. La estructura final sé nuclea con las fases cristalinas de cuarzo, y la fase vítrea forma la matriz.

Porosidad.- Se debe a la inclusión de aire durante la fusión aunque hay pruebas de que en el caso de algunas porcelanas de alta temperatura de madurez que son originarias por productos derivados de la verificación de feldespatos.

Como es previsible, las burbujas reducen translucidez y resistencia de las porcelanas de mayor tamaño.

Debido a la diferencia del índice de refracción entre el cuerpo de la porcelana y el gas retenido, la porcelana con las partículas de mayor y menor cantidad de burbujas es más translúcida que la hecha con partículas de tamaño menor.

Son raras veces que aparecen burbujas en la superficie de los dientes o en coronas de cerámica, porque se liberan los gases atrapados cerca de la superficie. Asimismo, las burbujas de gas no son tan numerosas en la porcelana de alta temperatura de madurez como en las bajas temperaturas.

Se reconocen tres técnicas para reducir tales burbujas:

- 1.- La cocción de la porcelana realiza al vacío de manera que el aire desaparece antes de que quede retenido. La cocción al vacío es la técnica más utilizada para hacer restauraciones dentales.
- 2.- Se sustituye la atmósfera de los hornos por un gas difusible por que el aire es extraído durante la cocción y sustituido por el gas difusible. Durante la fusión, estos gases atrapados se difunden hacia fuera a través de la porcelana o se disuelve en la porcelana.
- 3.- Si la porcelana fundida se enfría bajo presión se comprime el tamaño de las burbujas y su efecto se toma despreciable.

Los gases que se introducen en el horno durante la vitrificación son: helio, hidrógeno a vapor. Cuando estos gases son atrapados en los espacios, donde se difunden hacia el cuerpo de la porcelana. La estructura del producto final se semeja a la porcelana cocida.

La estructura fue obtenida con cocción del bizcocho alto o final. Cuando la porcelana se auto glasea mediante un medio calentamiento, la técnica del gas difusible es algo superior a las otras, porque el gas se sigue difundiendo y la desaparición de las burbujas. Cuando se ha calentado una porcelana cocida al vacío, las burbujas no se modifican.

Cuando la porcelana está cocida al aire, es posible reducir las burbujas con solo aumentar la presión de aire de la atmósfera; las burbujas se reducen a un tamaño semejante al que se obtiene con los otros dos procedimientos.

La técnica de presión tiene el inconveniente de que no puede volver a cocer la porcelana ni glasearla a la presión atmosférica sin que las burbujas recuperen su tamaño original, debido a la acción del gas comprimido.

Propiedades físicas.- La resistencia a la tracción es baja debido a los defectos de la superficie. La resistencia tangencial es baja por la carencia de ductibilidad o capacidad de formación que nace de la estructura bastante compleja de los materiales vitreos. La resistencia de la porcelana dental, se mide por una prueba de flexión transversal que indica la resistencia a la flexión o modulo de rotura.

El enfriamiento demasiado rápido, aumenta las grietas superficiales y debilita la porcelana glaseada, es mucho más resistente que la variedad no glaseada, el glaseado reduce la propagación de las grietas. Si por desgaste quitamos la capa glaseada, la resistencia transversal será la mitad de la capa. Con la porcelana "templada", se consigue el mismo efecto del glaseado.

Una vez cementada la restauración de la porcelana en la boca, es práctica que el odontólogo haga un ajuste final de la oclusión mediante el desgaste de la porcelana. Este procedimiento debilita mucho la porcelana al eliminar el glaseado.

La cocción al vacío ejerce efectos sobre la resistencia transversal de la porcelana, la formación de grietas superficiales no tenga relación con la atmósfera que hay durante la cocción. La resistencia transversal es un factor de mayor importancia que debilita las burbujas.

Es evidente calcular que pase un tiempo suficiente a la temperatura adecuada para que la masa fundida viscosa fluya completamente a través de las partes fundidas, a medida que la temperatura aumenta la viscosidad, las fases fundidas fluyen con mayor facilidad, la alta temperatura se funde demasiado material, es necesario mantener la relación entre matriz y núcleo para conseguir el máximo de resistencia.

Tiempo de sintetizado y resistencia de la porcelana aluminosa.- Existe enlace químico entre la matriz de vidrio y los cristales de alúmina para que obtenga la máxima resistencia en la porcelana aluminosa, este sistema es importante para impedir la fractura. Se utiliza un tiempo prolongado de sintetizado cuando se cuecen las porcelanas de baja fusión con núcleo aluminoso que permite que los cristales absorben el vidrio. El tiempo recomendable es de 15 minutos y se deberá efectuar en una atmósfera.

Fortalecimiento mediante el intercambio iónico.- La porcelana puede endurecer mediante intercambio de iones. La porcelana posee suficiente contenido de (Na_2O) se sumergen en un baño de sal de nitrato de potasio. Los iones de potasio remplazarán alguno iones de sodio localizados en las capas superficiales.

La importancia del fortalecimiento de las coronas y el intercambio de iones ha sido establecida.

Gravedad específica.- Al hablar del peso específico o de la densidad de una porcelana hay diferencia entre el peso específico aparente y el peso específico verdadero. Todas las burbujas de los espacios internos y el peso específico de la porcelana. Y las muestras de porcelana se desgasta hasta convertirse en un polvo fino para eliminar cualquier imperfección, el peso específico del polvo indica el peso específico verdadero o real de la porcelana. Por ello, deducimos que la porcelana cocida tiene burbuja interna o defectos similares, independientemente de la técnica de condensación o cocción.

Consideraciones generales.- La elaboración de una restauración de porcelana funciona adecuadamente y requiere del odontólogo y de sus conocimientos. La

resistencia tangencial y la atracción de la porcelana cocida con tan bajas que la más leve imperfección del tallado dentario puede causar la fractura de la corona.

La restauración de la porcelana posee excelentes cualidades estéticas y completamente insoluble^{3s} en los líquidos bucales, y tienen estabilidad dimensional una vez cocida. Se pueden hacer incrustaciones, coronas de porcelana, con la suficiente precisión para sellar los bordes debido a los errores causados por la contracción durante la cocción.

Las restauraciones se deben cementar con cemento de silicofosfato o de policarboxilato de iones de vidrio, todos los cementos están sujetos al desgaste por los líquidos bucales.

La restauración de porcelana es compatible con los tejidos blandos y es resistente a la abrasión y se llega a la conclusión que la porcelana dental es más durable de todos los materiales dentales y poseen buenas cualidades estéticas. (16,17.18)

DIENTES DE RESINA ACRÍLICA

Los dientes artificiales que se producen comercialmente son de porcelana o resina acrílica, la mayor parte de los materiales satisfacen las necesidades que presentan la reposición de dientes. En los casos de que sea indispensable poner un diente de características especiales cuando se elabora en el laboratorio con resina acrílica.

Si se compara con los de porcelana con los dientes de resina acrílica ofrecen ciertas ventajas.

- 1) El aspecto que ofrecen es excelente desde el principio.
- 2) Presentan mayor resistencia a los impactos y en consecuencia pueden utilizarse en casos de oclusión anterior cerrada sin necesidad de recurrir a ningún esfuerzo metálico.
- 3) La adhesión a la base de la dentadura no requiere el empleo de clavillo ni de huecos ya que se produce una unión química entre la resina del diente y la resina de la dentadura.
- 4) Su peso es más ligero y el brillo se puede restablecer después de haber sido desgastada.
- 5) Son menos ruidosas en la boca y se consideran gracias a su mayor resistencia y ocasiona un menor choque traumático en el hueso alveolar durante la masticación.

A pesar de todas estas características, los dientes de resina acrílica presentan algunas desventajas:

- 1) Al pulir la base de la dentadura se debe hacer cuidadosamente, por que existe la posibilidad de alterar el contorno de los dientes.
- 2) Los dientes de resina acrílica son relativamente suaves y esta particularidad determina que sus superficies oclusales sufran abrasión provocada por el uso. Las pruebas clínicas comprueban que los hábitos de masticación de cada paciente tiene un efecto de abrasión en las dentaduras en la boca. Cuando los pacientes que usan dentadura superior e inferior con dientes de acrílico mastican con vigorosos movimientos laterales y en ocasiones reclinan los dientes unos con otros al pasar algunos años se desgastan notablemente las superficies de los dientes de resina.
El usar dientes de este modo equivalen a una válvula de seguridad contra la presión lateral excesiva sobre los alvéolos, y por consiguiente puede contribuir a la estabilidad del hueso a expensas de una superficie oclusal alterada.
- 3) La baja resistencia a la abrasión da por resultado la pérdida del contorno labial al cabo de cierto periodo de uso. Esto también cambia de un paciente a otro.

Con frecuencia se pierden los detalles del contorno labial, los dientes dan un aspecto liso y artificial.

Elaboración de dientes de resina acrílica.- Los que se deben observar así como las técnicas utilizadas para la elaboración de dientes de resina acrílica en el laboratorio se comenta y se describe a continuación.

Principios del matizado.- Los dientes anteriores, normales del hombre se pueden dividir en tres áreas de diferentes tonalidades; la gingival, la incisal y el cuerpo del diente. El matiz oscurece en forma progresiva a partir del área incisal hasta llegar al área gingival. Éste cambio de matiz se debe al diferente grosor de la gingival. Éste cambio de matiz se debe al diferente grosor de la corona (dicho grosor aumenta el área gingival a la incisal).

En otros casos los dos matices se localizan, matices únicamente en el área gingival y en el cuerpo del diente también existe que los dientes muestran solo un matiz en toda su extensión.

Las guías de colores de la resina acrílica consiste en los colores básicos que ofrece cada fabricante, y al mismo tiempo algunas de las tonalidades obtenidas al mezclar los matices básicos utilizados en ciertas proporciones generalmente en partes iguales. También es conveniente contar con una guía de matices que consiste en dientes de dos matices, uno en el cuerpo del diente y otro en la parte incisal.

Para guías de matices de los dientes naturales, primero sé curetea y pule el diente humedecido, y se toma la guía para la matriz con luz del día natural. En caso de que exista estrías de esmalte, hiperplasia o manchas muy notorias es recomendable hacer en el consultorio un pequeño boceto de diente para localizar anomalías.

Otra posibilidad es mezclar el matiz del cuerpo del diente con un polímero de matiz más claro, en diferentes proporciones, según indique el matiz particular o necesario en cada paso. También es posible utilizar en forma separada un matiz más claro o mezclar matices más claros, con o sin polímero transparente.

Puede ser ventajoso incorporar sombras con pigmentos azul o gris en los polímeros que se utilizan para la parte incisal del diente. La translucidez del borde incisal puede incrementar al aumentar la proporción del polímero transparente en la mezcla, pero este nunca debe usarse solo pues en la boca toma un aspecto oscuro. La reducción del grosor es un área incisal y también aumenta la translucidez, todos los fabricantes de resina acrílica y matizados para diente, vende polímeros ya matizados para los bordes incisales, para tonalidades claras u oscuras y normalmente se utilizan de forma satisfactoria, aunque es conveniente comprender que para tener un mezclado de matices a lo que corresponden a los bordes incisales.

El oscurecimiento de las áreas gingivales pueden lograr mediante el uso de un polímero más oscuro o por aplicaciones de pigmentos amarillo o pardos que ofrecen los fabricantes. En caso de utilizar el pardo, a menudo requiere su dilución con resina transparente.

Los bordes de resina así obtenidos se separan de la mufla y se cortan en trozos de tamaño apropiado y listos para colocarlos en la pasta del diente de resina en el momento de empacarlo.

Polímero.- El polimetilmetacrilato del que se dispone para dientes es de partículas de menor tamaño que el utilizado para las bases de las dentaduras y no se deben contener ningún plastificante. Por supuesto el color reproduce los matices de los dientes.

Muflas y pinzas.- Los dientes de acrílico se utilizan muflas comunes para dentaduras. Las muflas pequeñas son más fáciles de manejar y se desperdicia menos material. Es posible encontrar en el mercado diversos tipos de muflas pequeñas, pero son preferibles. Es preciso utilizar unas pinzas de resorte "patrones", los patrones de cara pueden obtenerse ya sea mediante la talla de un diente en un trozo de cera o por vaciado de cera derretida en las impresiones de los dientes naturales hechas de alginato. Cuando la cera solidificada se debe extraer de la impresión y luego se elimina todos lo excedentes.

Una de las ventajas de utilizar patrones en cera es el hecho de que este material se contrae al enfriarse y el modelo es algo más pequeño que el diente original. Los patrones de yeso se obtienen de modo similar a los de la cera, pero antes de meter a la mufla es preciso que queden bien cubiertos poniéndoles separados. Los modelos de yeso obtienen resultados de tamaño más exacto que la cera.

Los patrones de porcelana pueden utilizarse para dientes coronas o carillas. Los dientes con clavillos deben cubrirse con cera y la cara lingual de dichos dientes se puede entender de una manera deseada. Los agujeros diatóricos y las espigas deben llenarse con cera.

Enmuflado.- Dependen del tipo de patrones que se emplee, todos los dientes se deben meter en mufla para exponer la superficie labial, en caso de no hacerlo resultará difícil efectuar las mezclas de matrices antes mencionadas. El emuflado de los patrones de porcelana debe hacerse de que solo se introduzca la mitad de ellos en el material de modo que se desprendan con facilidad una vez terminado el emuflado.

Una vez fraguado el yeso se separan los compartimientos de la mufla y se sacan los patrones. Para extraer los modelos en cera se utiliza agua hirviendo, para extraer los patrones de porcelana, se utiliza un instrumento puntiagudo. Los modelos de yeso se deben sacar sin dañar los bordes del modelo, se pone en la parte posterior de los dientes clavillos.

Empacado.- Los modelos deben estar fríos para aplicar un separador de alginato. Hay muchas técnicas diferentes que pueden utilizarse para el empacado, y se clasifican en dos técnicas que son "Método húmedo y método seco". El método húmedo los monómeros y polímeros se mezclan en un recipiente especial, hasta que la mezcla alcance una resistencia de una pasta que permita introducirla en el molde del diente, es el mismo método que se utiliza en los desdentados; cuando se utiliza "el método seco" el modelo del diente únicamente se coloca el polímero que se pueda mezclar con otro polímero para luego saturarlo con una

cantidad necesaria del monómero. La mezcla se deja en la mufla hasta que la pasta adquiera una consistencia adecuada.

Método húmedo

A) El matiz del cuerpo del diente y la combinación de matrices para el borde incisal se mezcla con sus monómeros en recipientes separados donde se deja reposar debidamente tapados. La primera mezcla que debe hacerse con el matiz del cuerpo del diente ya que es la primera que se va usar.

Lograda la pasta conviene que se empaque el matiz del cuerpo del diente en el comportamiento de la mufla, se aplica el alginato y se cubre con una hoja de papel celofán se saca para colocar el otro comportamiento de la mufla y se aplica presión en forma gradual para cerrarla.

La mufla debe permanecer cerrada aproximadamente por medio minuto, para retirar el celofán se elimina el exceso de material. Se practica un corte en el cuerpo del diente la superficie labial a través de la pasta hacia el extremo incisal. El punto en que se inicia el corte y el ángulo que se imprime de la modificación incisal requerida. Mientras menos cantidad de matiz se elimina del cuerpo del diente menor será la diferencia de la tonalidad en el área incisa.

Se elimina el matiz del cuerpo del diente que se desprendió por el corte, se sustituye por cantidades adecuadas de pastas en el borde incisal.

Se coloca un celofán nuevo y se cierra la mufla. El proceso final de elaboración con el celofán debidamente colocada dará un resultado de un diente bien pulido en la superficie labial, se utiliza celofán seco, es posible que no sea difícil desprenderlo después del cierre de prueba, de esta manera se evita la posibilidad de que el agua del celofán húmedo afecte el matiz del diente.

Sobre una ranura se espolvorea una pequeña cantidad de pigmento para el polímero del matiz deseada, se elimina cuidadosamente cualquier exceso, se añade una gota de monómero para el relleno de la ranura y se cierre la mufla.

La segunda manera se agrega una línea que consiste en colocar en la pasta, con ayuda de una pinza y con una banda de resina previamente preparada del matiz deseada.

B) "El Método Húmedo", consiste en introducir el matiz correspondiente al cuerpo del diente en lado lingual, el matiz al borde incisal se empaqueta del lado labial, las dos secciones de las muflas se unen sin necesidad de usar celofán, Este método no permite el cierre de la prueba ni la ayuda del celofán.

Método seco.- La sección lingual del molde del diente se cubre con una solución de alginato, se vierte el polímero del matiz necesario por el cuerpo del diente. Un tubo delgado del vidrio se inserta a través de un agujero en corcho que tape la botella. Que contenga el polímero, es un medio para verter el polímero en el molde de manera uniforme.

Se debe vaciar en un molde suficiente cantidad de polímero para que el cuerpo del diente, para que se vierta el polímero del tono adecuado hasta el borde incisal. La mezcla de los matices se efectúa mediante la combinación de ambas áreas que se unen, para encontrar el flujo del monómero, se requiere de una pipeta

delgada, se debe evitar la sobresaturación, para prevenir la porosidad del matiz para que este se aclare.

Esta mezcla debe cubrir con un papel de celofán o con una cápsula de vidrio para prevenir la evaporación de monómero; se deja reposar durante cinco minutos por lo menos, para conseguir una consistencia pastosa antes de unir a presión los dos compartimientos de la mufla. El molde dental se utiliza como recipiente para efectuar la mezcla.

El método seco permite una mejor unión del matiz del borde incisal y del cuerpo del diente y aumenta la porosidad. Una persona con experiencia, aplica éste método con excelente resultado, el estudiante utiliza siempre este método húmedo para hacer dientes después del método seco.

Método combinado.- El método húmedo y el seco, se pueden combinar al vaciar húmedo y el matiz correspondiente al cuerpo del diente, al eliminar el material sobrante, al añadir el método seco, el matiz correspondiente al borde incisal.

Una de las ventajas que ofrece este método es que facilita la distribución del matiz del borde incisal y la mezcla puede ser superior a la que se consigue cuándo se utiliza el método húmedo.

Una de las desventajas, es el hecho de que al cerrar definitivamente la mufla, la resina del cuerpo del diente esta mucho mas dura que la del borde incisal.

Curado.- En la polimerización de la resina acrílica utilizada para los dientes, se aplican los mismos principios establecidos para las bases de resina acrílica de la dentadura, las muflas que se emplean para los dientes más pequeños al color llegan con mayor rapidez a la resina a través del yeso, además el volumen de la resina debe ser mucho menos.

Se debe mantener la temperatura que pasa a través de la mufla (60 °C durante 15 minutos). Es indispensable que el aumento de la temperatura de 60 °C a 80 °C, sea lento con un tiempo de 20 minutos.

El enfriamiento puede ser rápido, ya que un pequeño cambio adimensional carece de importancia.

Para el buen éxito en la elaboración de dientes, es importante que la presión sea adecuada, tanto antes como durante la polimerización lenta.

Terminado.- El desenmuflado de los dientes de resina acrílica constituye en una operación. El método de elaboración de dientes al emplear papel celofán en la superficie labial, se debería eliminar para pulir el diente. La mufla debe separarse con los dedos y para pulir el borde es preciso utilizar piedras, fresas y discos.

El pulido final de los bordes se hacen primero con piedras pómez y un blanco de españa o piedra de trípoli, o se puede utilizar ligeramente la superficie labial. Del pulido de los dientes de resina acrílica depende de una buena medida de resina cuando se mancha en la boca, debido a esto se debe tener cuidado para obtener un terminado perfecto.

La superficie lingual o palatina de los dientes, deben ser ligeramente áspera para ajustarse adecuadamente al material que sirve como base la dentadura.

Los dientes de resina acrílica llegan a perder de las resinas que forman la base de las dentaduras, debido a las siguientes razones.

- a) Falla al eliminar la cera por completo, con ayuda del agua hirviendo.
- b) Presencia de una película delgada de grasa en el diente de resina acrílica.
- c) Una superficie demasiado pulida del diente en contacto con la base de la dentadura.
- d) Material de la base de la dentadura empacada cuando la pasta ya alcanzado un grado de avanzado de solidez, la que deja una cantidad insuficiente de monómero libre, para unirse con el diente de la resina acrílica.

Las dos primeras causas para evitar el uso de un solvente que son adecuadas para eliminar la cera y la grasa, son las mismas que se deben deshechar, el material que va a servir para la base. Desafortunadamente muchos de los solventes que se utilizan para la cera, son también para la resina acrílica y al emplearse en los dientes, producen su estrellamiento definitivo; se recomienda una mezcla de queroseno y éter en partes iguales. (5, 13,14 y 18)

OBJETIVO GENERAL

Hacer una investigación documental en base a los materiales de impresión y bases, usados en prótesis total, incluyendo sus ventajas y desventajas; así también como los materiales más innovadores.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

Hacer una recopilación sistemática de los materiales de impresión en prótesis total.

Hacer una descripción general de las propiedades de los materiales que se usan para las impresiones y bases para la prótesis total.

Hacer énfasis en las propiedades de cada uno de los materiales citados.

Mencionar cuales son los materiales que ofrecen, más y mejores ventajas en cuanto a: uso, estabilidad y comodidad, necesarias para el paciente.

Investigar cuales son los materiales innovadores, que se usan en prótesis total.

METODOLOGIA

Investigación documental de materiales en prótesis total.

Visitamos la biblioteca de la FES Zaragoza.

Entramos a la biblioteca, nos dirigimos a los estantes; seleccionamos los libros con el titulo " Materiales dentales ", nos dirigimos a buscar una mesa desocupada y nos sentamos a leer y resumir los capitulos que hablaban sobre el tema de interés.

Se tomaron fotocopias de los artículos, de donde realizamos las gráficas.

Una vez que los resúmenes estuvieron bien redactados, procedimos a mecanografiarlos en la computadora.

Una vez entregado el proyecto, se nos indico fotocopiar y hacer 5 juegos.

RECURSOS

Humanos : 2 Pasantes de la carrera de cirujano dentista

Físicos: Biblioteca de la FES Zaragoza, aula y visitamos la ADM.

Materiales: Computadora, impresora, diskets, cd, cuadernos, hojas blancas, plumas, lápices, libros y revistas.

CONCLUSION

Para elegir el material de base en prótesis total, es necesario considerar las características físicas, biológicas y económicas de cada paciente, por lo que no es correcto afirmar que un material es mejor o único que otro.

Es también necesario tomar en cuenta las propiedades de cada material, vida útil, manipulación y tiempo de fraguado; durante la manipulación de un material ya que de ello depende que al final se obtenga una excelente impresión y de igual manera una buena prótesis funcional para el paciente.

El alginato, la modelina, la pasta zinquenolica y los hules de polisulfuro, son los materiales más utilizados en la toma de impresiones para la elaboración de prótesis total, debido a sus características.

El material más innovador que se emplea para las bases de prótesis total es el valplast, por sus características como son: memoria plástica, durabilidad, peso ligero, estético y confort entre otras.

PROPUESTA

Que los alumnos tengan acceso a información a tesis y exposiciones, que traten sobre el tema de los materiales que se utilizan para la toma de impresiones y las bases de prótesis totales.

Que los alumnos de la carrera de cirujano dentista, pidan a las autoridades correspondientes a que se lleven a cabo, seminarios y exposiciones demostrativas acerca del conocimiento y uso de materiales que se utilizan para la toma de impresiones y las bases de prótesis total y poder ofrecer así más opciones al paciente, en cuanto a presupuestos se refiere ya que cada uno de éstos le va a indicar a nuestro paciente de manera gradual la comodidad y estética del material que elija.

Tener cuidado en la práctica profesional, al realizar una placa total; en cuanto al presupuesto que se da al paciente, esto es con el fin de prevenir que en caso de ser necesario mandar al laboratorio, a que se realicen nuevas placas.

Es por eso que es necesario dar al paciente un costo razonable y justo, para evitar incomodidades entre profesionista y paciente.

REFERENCIAS

- 1.- Anderson J. F. Mc. Ca. B. Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat, 7ma. Ed. México: 1988; p. 1-33,34-41,71-93,95-129.
- 2.- Skinner. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana. 3ra Ed. México: 1993; p. 92-194.
- 3.- Philips. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana, México: 1986; p. 29-65,95-102,132-203
- 4.- Jhon OSBORNE, PHD, MSD, FDSRC. Tecnología de materiales dentales. Ed. Limusa, 1ra .Ed. 1987. p. 237-263,294-361.
- 5.- Macch. Materiales dentales. Ed. Panamericana, 3ra. Ed. Buenos Aires: 2002; p. 18-23,287-397.
- 6.- William O'Brien-Ryge. Materiales dentales. Ed. Panamericana, no. .Ed. lugar 1980; p. 36-114.
- 7.- R.G.Gray, W. J. Brien J. B. Power Materiales dentales. Ed. Interamericana, 3ra. Ed. falta lugar y año p. 153-199,232-240.
- 8.- Skinner. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana, 9na. Ed. México: 1993; p. 125-134, 135-183.
- 9.- Ralph W. Philips. La ciencia de los materiales. Ed. Interamericana, 7ma Ed. México: falta año p. 153-183, 446-471.
- 10.- Técnica de valplast (falta información)
- 11.- Marcia Gladwin, Michel Bagby. Aspectos clínicos de los materiales en odontología. Ed. El manual moderno, 1ra. Ed. México: 2001; p. 29-42, 101-124.
- 12.- Villegas Malda Roberto. Materiales dentales. Ed. Diógenes S.A. falta edición México: 1986; p. 225-274, 299-324.
- 13.- M. H. Reisbick. Materiales dentales en odontología clínica. Ed. Manual moderno. 1ra. Ed. Mexico: 1985; p. 285-299.
- 14.- D.F. Williams y J. Cunningham. Materiales en odontología clínica. Ed. Mundial. Paraguay: 1982; p. 116-181, 229-324.
- 15.- Fainsilber Salomón. Zabala Francisco. Materiales dentales. ADM 1989; volumen 46: p. 30-45.

16.- Abortes Silvia. Brown Hugo. Los cementos dentales y su aplicación. R.D. 1984; volumen 8 : p. 2-12.

17.- Vanella Carlos. Lozada Patricia. Brown Hugo. Impresiones de doble arcada. R.D. 1983; volumen 4 : p. 20-21.

18.- Vanella Carlos. Lozada Patricia. Brown Hugo. Los precios de los materiales. R. D. 1983; volumen 3: p. 2-15.