



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**VALORACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS
DE 3 ACRÍLICOS NIC-TONE UTILIZADOS EN EL
DISEÑO DE FÉRULAS OCLUSALES. FO. UNAM 2006**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

PEDRO GEOVANNE GARCÍA CORTÉS

DIRECTOR: C.D. NICOLAS PACHECO GUERRERO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
II ANTECEDENTES	9
1.- PESO MOLECULAR.....	11
2.- ESTRUCTURA ESPACIAL.....	11
3.- PREPARACIÓN DEL POLÍMERO.....	12
4.- POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	13
5.- POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN	14
6.- DIVERSOS TIPOS DE POLIMERIZACIÓN.....	15
7.- PROPIEDADES QUE DEBE REUNIR LOS COMPUESTOS PARA FÉRULAS OCLUSALES.....	15
8.- FORMA FÍSICA Y COMPOSICIÓN.....	16
9.- ESPECIFICACIONES PARA BASES DE DENTADURAS.....	16
10.- CARACTERÍSTICAS DE LAS BASES DE DENTADURAS.....	17
III PROPIEDADES MECÁNICAS.....	20
1.- RESISTENCIA.....	20
2.- FLEXIBILIDAD.....	25
3.- RESILIENCIA.....	26
4.- PROPIEDADES DE RESISTENCIA.....	26
5.- LIMITE PROPORCIONAL.....	28
6.- LIMITE ELÁSTICO.....	28
7.- DEFORMACIÓN PERMANENTE PLÁSTICA.....	29
8.- RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.....	29
9.- REQUISITOS DE LAS RESINAS DENTALES.....	30
10.- COMPATIBILIDAD BIOLÓGICA.....	31

11.- PROPIEDADES FÍSICAS.....	31
12.- MANIPULACIÓN.....	31
13.- PROPIEDADES ESTÉTICAS.....	32
14.- ASPECTOS ECONÓMICOS.....	32
15.- ESTABILIDAD QUÍMICA.....	32
16.- LONGITUD DE CADENA Y PESO MOLECULAR.....	33
17.- RAMIFICACIÓN Y ENTRECruzAMIENTO DE CADENA.....	34
18.- ESTRUCTURAS COPOLIMÉRICAS.....	35
19.- DEFORMACIÓN Y RECUPERACIÓN.....	35
20.- PROPIEDADES REOMETRICAS.....	36
21.- QUÍMICA DE LA POLIMERIZACIÓN.....	40
22.- POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	41
23.- ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	42
24.- POLIMERIZACIÓN ESCALONADA.....	48
25.- RESINAS PARA LA BASE DE PRÓTESIS Y FÉRULAS OCLUSALES.....	51
26.- TÉCNICA GENERAL.....	51
IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	69
V. JUSTIFICACIÓN.....	70
VI. OBJETIVO GENERAL.....	71
VI.1 ESPECÍFICO.....	71
VII. MÉTODO.....	72
VII.1 RECURSOS MATERIALES.....	77
VII.2 TIPO DE ESTUDIO.....	78
VII.3 TAMAÑO DE MUESTRA.....	78
VII.4 VARIABLE INDEPENDIENTE.....	78

VII.5 VARIABLE DEPENDIENTE.....	79
VIII. RESULTADOS.....	80
IX DISCUSIÓN.....	82
X CONCLUSIONES.....	83
XI FUENTES DE INFORMACIÓN.....	84

I.- INTRODUCCIÓN

Palabras clave:

ATM. Articulación temporomandibular.

DTM. Desordenes temporo-mandibulares

DO. Dolor orofacial

F.O. Férula oclusal

S.E. Sistema Estomatológico.

Las férulas oclusales han sido indicadas para el tratamiento de los factores etiológicos de los desórdenes cráneo-mandibulares. McNeill et al caracterizaron "los Desórdenes Cráneomandibulares (DCM) por: movimientos mandibulares limitados, dolor muscular de cabeza y cuello, sonidos articulares, ATM dolorosas y en algunos de los casos deformidades faciales". Muchos estudios han descrito el uso de férulas oclusales. Otros han estudiado el efecto de las férulas sobre cambios electromiográficos y trazados pantográficos. En estos estudios los autores han señalado cambios favorables en el bruxismo nocturno y estudios diagnósticos con la mencionada terapia. Sin embargo, han puesto poco énfasis en medir objetivamente los niveles de dolor. Posselt y Wolíís, examinaron cinco tipos diferentes de férulas oclusales y evaluaron su efecto sobre la ATM y su disfunción en un período de 35 meses. Green y Laskin, así mismo evaluaron los efectos de las distintas férulas por 6 semanas y los sistemas asociados con el dolor miofacial. En ambos estudios los síntomas disminuyeron, concluyendo la terapia oclusal con férulas demuestra una efectividad como un complemento en el tratamiento de los desordenes cráneo-mandibulares, es por ello que debemos saber todo lo relacionado con los acrílicos que son los materiales más utilizados en su elaboración.

Dentro de las diferentes opciones terapéuticas para el manejo de pacientes con disfunción temporomandibular (DTM) y Dolor Orofacial (DO), la medicina física ocupa un lugar destacado. Las técnicas de fisioterapia, biofeedback, Acupuntura, Electromedicina y la utilización de diferentes tipos de Ortosis forman parte del armamento diario de todo profesional que se dedique al estudio y tratamiento de estos procesos.

La Ortótica es la ciencia que se dedica al estudio y confección de aparatos ortopédicos, denominados ortosis, Las ortosis tienen como propósito prevenir o corregir deformidades ortopédicas así como mejorar la función de las partes móviles del cuerpo.

En el campo de la DTM, las ortosis más utilizadas son las férulas oclusales, aparatos removibles elaborados normalmente con resina acrílica dura, que ajustan sobre las piezas dentarias de uno de los maxilares, estableciendo un determinado esquema oclusal, específico según el diseño y los objetivos que persiga dicha férula.

Aunque el término férula (aparato ortopédico que impide el movimiento de una articulación o que sirve para la fijación de partes desplazadas o móviles) no refleja adecuadamente el objetivo de estos dispositivos en DTM y DO, su utilización histórica junto con su efecto beneficioso, reparador y relajante sobre las estructuras del Sistema Estomatognático (SE) han validado su uso entre la comunidad odontológica.

Los principales objetivos de las férulas oclusales son útiles tanto en el diagnóstico etiológico como en el tratamiento de algunos procesos de DTM. Y cuyo propósito es:

- 1.- Estabilizar y mejorar la función de la articulación temporomandibular (ATM).

2.- Normalizar la actividad de la musculatura masticatoria mejorando, por tanto, el funcionamiento SE.

3.- Proteger las piezas dentarias o las restauraciones de los efectos de la carga parafuncional traumática.

4.- Como elementos coadyuvantes en el establecimiento diagnóstico de una relación músculoesquelética maxilomandibular estable y reproducible previa a tratamientos complejos de Odontología Restauradora.

En la actualidad, aún no se sabe con certeza cuál es el mecanismo o mecanismos por los cuales funcionan las férulas. No obstante se han formulado varias hipótesis:

1.- Pacificación neuromuscular: los estudios realizados sobre los efectos de las férulas de estabilización en el sistema neuromuscular en pacientes con alteraciones funcionales del SE indican que estas restablecen la simetría, mejoran la actividad postural en la musculatura masticatoria y reducen la actividad del músculo masetero durante el apretamiento máximo.

2.- Aumento de la dimensión vertical que, según los estudios produce una disminución de la actividad muscular. Este, en cualquier caso, sería un efecto transitorio, debido a la magnífica capacidad del SE para adaptarse a los cambios de dimensión vertical en periodos relativamente cortos de tiempo.

3.- Mejoría en las relaciones maxilomandibulares: el establecimiento de un plano oclusal ideal y de unos contactos dentarios simétricos y armónicos en la posición músculoesquelética estable, permite la normalización de la estimulación y transmisión propioceptiva al Sistema Nervioso Central lo cual favorece la relajación muscular y tiene un efecto beneficioso frente a la inflamación tisular.

4.- Alertamiento cognitivo: la férula sirve como recordatorio al paciente de la conveniencia de relajar la musculatura masticatoria.

5.- Efecto placebo: varios estudios demuestran que aproximadamente el 40% de los pacientes con DTM responden favorablemente a este efecto. Posiblemente dependiente de la competencia, habilidad del profesional al aplicar el tratamiento.

Los principales tipos de férulas oclusales:

De estabilización, relajación neuromuscular o tipo Michigan: son las más utilizadas tanto en casos de alteraciones musculares como articulares, así como en la prevención de los efectos dañinos del bruxismo. Se confeccionan con materiales acrílicos de resina para ajustar en el maxilar superior o inferior según las preferencias del profesional. En nuestro caso particular, por lo general utilizamos las férulas superiores porque, a nuestro entender, son más cómodas, resistentes y fáciles de adaptar y ajustar. No obstante, existen algunas circunstancias en las que está indicada la realización de una férula inferior:

Reposicionamiento anterior: antiguamente denominadas de "reposicionamiento" anterior pues su intención era "reposicionar" el disco articular en los casos en que estaba luxado anteriormente. Los estudios y la experiencia clínica han demostrado que este tipo de férulas no consiguen, casi en ningún caso, "recapturar" el disco, por lo que en la actualidad se utilizan en casos de sinovitis severas refractarias al tratamiento con férula de estabilización. La confección de la férula, en una relación anatómica normal entre el cóndilo y el disco (1-2 Mm. anterior a la máxima intercuspidad), favorece la curación de las estructuras retrodiscales. Es por ello que en ocasiones también se utilizan en algunos pacientes con desplazamiento discal con reducción y que por la mañana presentan dolor y bloqueo articular

reversible por apretamiento nocturno. También se utilizan a veces en casos de desplazamiento discal agudo ("bloqueo agudo"), una vez que este ha sido reducido mediante manipulación. En estas circunstancias, la colocación de una férula de posicionamiento anterior, que el paciente debe llevar 24 horas al día durante 1-3 semanas ha conseguido, en ocasiones, la curación del "esguince" articular y el retorno de las estructuras articulares de la ATM a una relación anatómica y funcional normal. En cualquier caso, la utilización de estas férulas de posicionamiento anterior debe ser controlada muy de cerca por el profesional dada su capacidad de producir cambios irreversibles en la oclusión, hecho del que el paciente debe ser informado previamente a su uso.

De recubrimiento parcial:

Anterior o de Sved: recubren únicamente la superficie incisal de las piezas anteriores impidiendo la oclusión posterior. Utilizadas en algunos casos de bruxismo severo y para proteger restauraciones odontológicas en sector posterior de los efectos del bruxismo nocturno. Tienen un alto riesgo de producir una extrusión de los sectores posteriores dando lugar a una mordida abierta anterior.

Posterior o de Gelb: supuestamente útil en el tratamiento de algunos procesos cervicales, en casos de pérdida severa de la dimensión vertical o cuando es necesario realizar grandes cambios en el posicionamiento mandibular. La literatura científica no parece confirmar su efectividad. Además tienen también un alto riesgo iatrogénico.

Pivotantes: su intención es aliviar la presión intrarticular al establecer el punto de contacto oclusal posterior, normalmente en distal del segundo molar, como fulcro de una palanca cuando se contrae la musculatura masticatoria.

Su utilización es muy controvertida y, en cualquier caso no debe extenderse más allá de 1 semana para evitar intruir el molar de apoyo.

Resilientes: fabricadas en materiales plásticos blandos. Su uso se limita a la protección deportiva y en casos de urgencia mientras se elabora una férula de estabilización. Su uso a largo plazo está contraindicado debido a la imposibilidad de obtener una oclusión estable, y a que su propio resiliencia parece estimular aún más el hábito bruxista.

INDICACIONES

Las principales indicaciones de las férulas oclusales son:

Dolor articular en ATM, normalmente debido a sinovitis o capsulitis.

Dolor o contractura en la musculatura masticatoria.

En caso de bruxismo, para distribuir las cargas parafuncionales de forma equilibrada.

Sensibilidad dentaria secundaria a bruxismo.

Movilidad dentaria debido a trauma oclusal.

Protección de restauraciones odontológicas.

Como elemento diagnóstico para localizar la posición músculoesquelética más estable previo a tratamientos de Odontología Restauradora en los que se considera indicado modificar la dimensión vertical o las relaciones máxilomandibulares.

Retención, post cirugía ortognática.

La decisión sobre la conveniencia de la utilización de una férula oclusal, o así como el tipo de férula y su forma de uso es responsabilidad del profesional, basándose en los datos diagnósticos obtenido y el plan terapéutico global

establecido a partir de una meticulosa historia clínica (anamnesis, exploración y pruebas complementarias).

Alteraciones musculares: férula de estabilización de uso nocturno.

Alteraciones articulares (en general): férula de estabilización de uso nocturno.

Sinovitis en fase aguda: férula de posicionamiento anterior, utilizándola 24 horas al día durante un máximo de 3 semanas con ajuste progresivo hasta la obtención del esquema oclusal de una férula de estabilización, o sustitución por este tipo de férula.

Desplazamiento anterior sin reducción del disco articular de la ATM en fase de bloqueo agudo: férula de posicionamiento anterior (tras reducción manual de la luxación discal) 24 horas al día durante un máximo de 3 semanas con transición progresiva o sustitución por férulas de estabilización.

Bruxismo: férula de estabilización de uso nocturno; ocasionalmente también en actividades rutinarias en las que el paciente se encuentre apretando los dientes y la férula le ayude a controlar el hábito.

Fines diagnósticos, previo a tratamiento restaurador complejo: férula de estabilización de uso nocturno con ajustes progresivos hasta obtener un patrón oclusal estable en varias visitas de revisión y utilizándola también previamente a la toma de registros.

Enfermedad periodontal: férula de estabilización de uso nocturno.

Protección de restauraciones: férula de estabilización de uso nocturno.

Retención post-ortodoncia o cirugía: férula de estabilización de uso nocturno.

Los riesgos que conlleva, en algunos casos, la utilización de las férulas oclusales son los siguientes:

Inflamación gingival.

Caries.

Dificultades fonéticas iniciales.

Sensación de cambio en la posición o ínter digitación dentaria. En algunos casos, puede hacer cambios reales.

Dependencia psicológica.

Aumento de la sintomatología: puede ser transitorio o permanente por el efecto de estimulación del apretamiento que la férula produce en un pequeño porcentaje de pacientes lo cual puede obligar a interrumpir su uso.

Las férulas oclusales constituyen uno de los elementos más valiosos en el manejo terapéutico de los pacientes con DTM. Su utilización exitosa depende de una correcta indicación basada en un diagnóstico acertado y un plan de tratamiento global orientado a curar, o al menos aliviar, el cuadro disfuncional del paciente.^(1,2,3)

II.- ANTECEDENTES

Antes de 1937, se usaban para bases de dentaduras ciertos Materiales como porcelana, vulcanita, nitrocelulosas, fenol formaldehído y los plásticos vinílicos. Cada uno de estos materiales tiene propiedades indeseables en ciertos aspectos para ser usados como plásticos para bases de dentaduras.

Las Bases de porcelana son difíciles de fabricar y se quiebran con facilidad; los productos de vulcanita tomaban un olor desagradable y no eran estéticos; los materiales de nitrocelulosa eran inestables en sus dimensiones y contenían plastificantes como el alcanfor que le daba sabor desagradable; las bases de fenol formaldehido se decoloraban por lo que eran antiestéticos, siendo plásticos termocurables o termocombinados eran difíciles de reparar. Las resinas acrílicas fueron bien recibidas en la profesión Odontológica y ya en 1946 el 98%, de las bases para dentaduras se construían con polímeros o copolímeros del Metacrilato de Metilo.

De 1946 a la fecha el enorme desarrollo de la industria ha producido una gran variedad de polímeros. Desde la aparición del polimetacrilato de Metilo, tres polímeros han tenido aplicación en el campo Odontológico, como son acrílico vinílico, poliestireno y las resinas epoxicas.

En la actualidad, los materiales acrílicos representan el principal tipo de plásticos usados en Odontología, tanto para bases de Dentaduras, férulas oclusales, como en dientes artificiales, resinas, etc.

En el transcurso de los años muchas industrias han ido creciendo pero no se ha encontrado otro material más favorable y de fácil uso que las resinas acrílicas, su baja absorción de agua y baja solubilidad, pocos cambios dimensionales y fácil fabricación y reparación. .^(4,5)

El término Polímero representa una molécula constituida por muchas (poli), partes (mero). La parte final constituye la unidad estructural más simple que repetida químicamente va a dar por resultado el polímero. Así el Metacrilato de Metilo y el poliestireno son polímeros cuyas unidades de su estructura química se derivan del Metacrilato de Metilo y del Estireno respectivamente. Las moléculas que constituyen el polímero se llaman monómeros (una parte), las moléculas de polímero de una mezcla de diferentes tipos de monómero, si contienen dos o más unidades químicas diferentes se denominan copolímeros y si contienen tres unidades diferentes se les llama termopolímeros.

Para expresar las fórmulas estructurales de los polímeros de manera conveniente se hacen el esquema correspondiente a la unidad estructural y se encierra entre paréntesis colocando fuera de este las letras n, m, y p. que representan el número promedio de las distintas unidades estructurales simples que constituyen las moléculas del polímero. .^(6,7) (Fig 1)

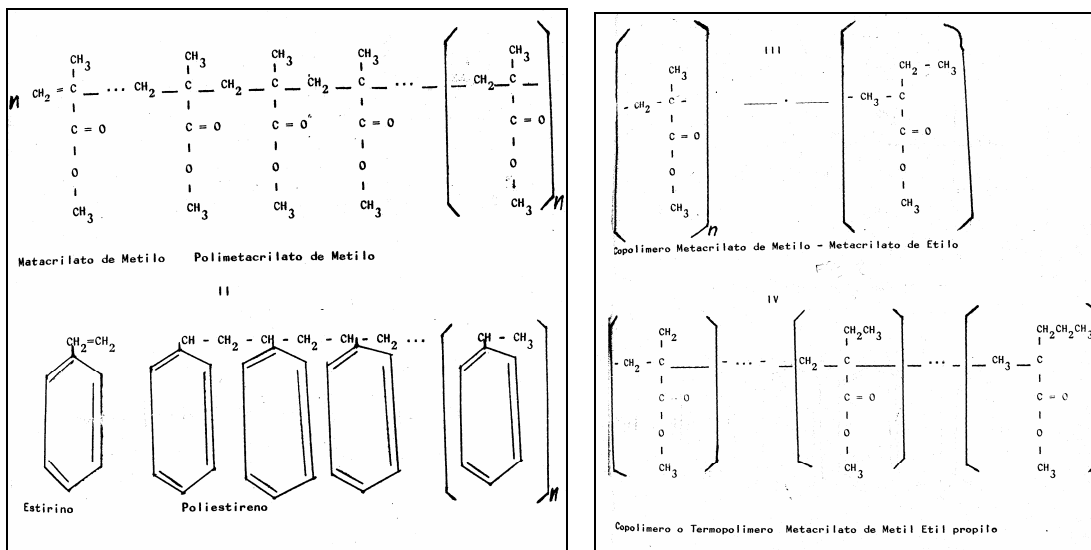


Fig. 1

1.- PESO MOLECULAR

El Peso Molecular de la molécula de polímero es igual al peso molecular de las diferentes unidades estructurales simples multiplicado por el número de ellas y puede variar de miles a millones de unidades de peso molecular según sean las condiciones de su preparación. Cuanto mayor sea el peso molecular del polímero mayor el grado de polimerización. Lógicamente la fracción de moléculas de un material de bajo, medio y alto peso molecular tiene un efecto pronunciado sobre las propiedades físicas. Es posible por lo tanto tener dos muestras de polimetacrilato de metilo con la misma composición química pero con diferencia en las propiedades físicas, debido a que uno de los especímenes tiene un gran porcentaje de moléculas con bajo peso molecular, y el otro tiene un alto porcentaje de moléculas con alto peso molecular. La variación molecular y en su distribución puede obtenerse modificando el procedimiento de polimerización.

Estos materiales no poseen una constante física definida, por ejemplo cuanto mayor sea el peso molecular mayor será el ablandamiento fusión y será más rígido el plástico. ^(6,7)

2.- ESTRUCTURA ESPACIAL

Además de la composición química y del peso molecular la estructura física o espacial de las moléculas de polímero son importantes para determinar sus propiedades. Hay tres tipos básicos de estructuras: Lineal, ramificado y entrecruzada.

En la estructura lineal y ramificada las moléculas están separadas, mientras que en la entrecruzadas forman una estructura semejante a una malla que puede constituir una molécula gigante del polímero.

La estructura espacial de los polímeros produce su efecto sobre sus propiedades de fluencia o escurrimiento pero es difícil de hacer generalizaciones puesto que tanto la interacción entre las moléculas lineales

del polímero como la longitud de las ramas pueden ser más importantes. En términos generales los polímeros de estructura entrecruzada fluyen a temperaturas mayores que los polímeros lineales o ramificados. Otro hecho que distingue a los polímeros entrecruzados de los otros dos tipos es que ellos no absorben líquidos con facilidad como los lineales o ramificados.

Otro método para clasificarlos es en: Termoplásticos y termocurables o termocombinados. ^(6,7)

El término termoplástico se aplica a polímeros que pueden ablandarse por calentamiento y regresan a su condición original mediante enfriamiento, pudiéndose repetir el procedimiento, ejemplos típicos son: Polimetacrilato de metilo, acrílicos polivinílicos y poliestireno.

El término, termocurable o termocombinado se aplica a los plásticos que polimerizan durante su fabricación, pero no pueden ablandarse por recalentamiento, como ejemplos tenemos a la vulcanita, fenolformaldehído y el polimetacrilato de metilo altamente cruzado.

3.-PREPARACIÓN DE POLÍMEROS

Monómeros y polímeros.

Los monómeros pueden obtenerse como productos, en la industria del petróleo o por la reacción de estos sobre otros elementos químicos.

El acetato de vinilo puede obtenerse por la reacción de ácido acético sobre el acetileno en presencia del óxido de mercurio que actúa como catalizador.

El cloruro de vinilo puede obtenerse; Se puede preparar por acción del Etileno sobre el cloro tratándose a continuación con hidróxido alcohólico de potasio.

El estireno se puede obtener por la reacción del etileno y el benceno en presencia de cloruro de aluminio como catalizador.

El metacrilato de metilo se puede preparar utilizando acetona como material base y por la acción del cianuro de hidrógeno la cual a su vez se transforma

en, metacrilato de metilo, por la acción del alcohol metílico y el ácido sulfúrico. Dichos ejemplos nos indican la gran variedad de: métodos empleados para obtener los monómeros, que luego se utilizarán para la fabricación de polímero usado en odontología.

Los polímeros se preparan por un proceso denominado polimerización el cual consiste en la reunión química de unidades monoméricas para formar moléculas de alto peso molecular. Este proceso puede llevarse a cabo por diferentes métodos, pero la mayoría de las reacciones se pueden agrupar en dos tipos básicos: Polimerización por adición y polimerización por condensación

4.-POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

Siempre se producen en moléculas no saturadas que contienen una doble ligadura, como lo expresa la siguiente ecuación en que R representa un grupo orgánico cualquiera, cloro o hidrógeno. (Fig. 2)

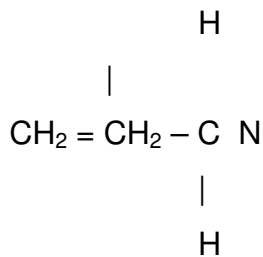


Fig. 2

El Polimetacrilato de metido, policloruro de vinilo, el poliestireno, son ejemplos comunes de polímeros usados en Odontología obtenidos a partir de polimerización por adición, con este tipo de reacción no se obtienen productos accesorios.

La reacción se producen en tres etapas denominadas: de iniciación de

propagación y de terminación. La reacción puede iniciarse por calor, por luz ultravioleta, por trazos de oxígeno o peróxidos etc. La reacción se inicia esencialmente por un radical que puede obtenerse por cualquiera de los métodos.

A la temperatura ambiente pueden producirse suficientes radicales libres para llevar a cabo el proceso de polimerización, por la reacción de un agente químico acelerador sobre el peróxido orgánico. Las aminas terciarias orgánicas y los ácidos sulfínicos, ejemplos de agentes químicos como la dimetil-para-toluidina, al periodo de iniciación le sigue la adición rápida de otras moléculas de monómero al radical libre y el traslado de este radical al extremo de la cadena en crecimiento.

La reacción de propagación continúa hasta que el radical libre pierde su activación.

Las reacciones de la polimerización por adición pueden quedar inhibidas por la presencia de cualquier material que pueda reaccionar sobre el radical libre ya sea disminuyendo la velocidad del peróxido de iniciación o aumentando la velocidad del peróxido de terminación.

En el primer caso se produce un retardo en la polimerización y en el segundo caso disminuye el grado de polimerización o el peso molecular del polímero final. Ciertos materiales como la hidroquinona, el catechol butil terciario, grandes cantidades de oxígeno. ^(6,7)

5.- POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Difiere de la condensación por adición en que en el primer caso la reacción de las moléculas de monómeros generalmente va acompañada de la formación de productos accesorios simples tales como: Agua, amoníaco, ácido clorhídrico, etc. Debido a la formación de estos productos, la unidad estructural simple de la molécula de polímero y la del monómero no tienen el mismo peso.

Los polímeros por condensación no se han empleado mucho en Odontología porque es necesario separar los productos accesorios con el fin de obtener un polímero de peso molecular alto. .^(6,7)

6.- DIVERSOS SISTEMAS DE POLIMERIZACIÓN

Aniónico, catiónico y catalítico, estos no han sido utilizados en Odontología. Las resinas epoxicas no entran en esta clasificación. Dicho compuesto es capaz de reaccionar sobre grupos hidrogeno y amina, obteniéndose una estructura de polímero altamente ramificada o entrecruzada. .^(6,7)

7.- PROPIEDADES QUE DEBEN REUNIR LOS COMPUESTOS PARA FÉRULA OCLUSAL

1. Características adecuadas de resistencia.
2. Propiedades térmicas adecuadas.
3. Estabilidad dimensional fuera o dentro de los fluidos orales
4. Bajo peso específico.
5. Buena estabilidad química.
6. Insolubilidad en los fluidos bucales y poca absorción de ellos.
7. Ausencia de gusto, olor e irritación de los tejidos bucales.
8. Apariencia Natural (color y Translucidez).
9. Estabilidad del color y translucidez.
- 10 Adhesión a metales y porcelana.
11. Facilidad para su fabricación y compostura.
12. Costo moderado.

8.- FORMA FÍSICA Y COMPOSICIÓN.

Los acrílicos para base de dentaduras se adquieren en el mercado en forma de polvo y líquido aunque también los hay en forma de gel.

Polvo, la mayoría de los acrílicos comerciales contienen como componente principal el polimetacrilato de metilo, el cual puede estar modificado por cantidades pequeñas de metacrilato de etilo o de butilo con el fin de producir un polímero algo blando, el polímero también contiene un catalizador como el peróxido benzoico, con el fin de iniciar la polimerización del monómero, después de haberlo agregado al polímero. Dicho catalizador está presente en cantidades de 0.5 a 1%. Los polímeros puros son claros y se pueden pigmentar. Líquido: el componente es esencialmente el metacrilato de metilo como estos monómeros pueden sufrir una polimerización por el calor, luz u trazos de oxígeno se les agrega inhibidores como la hidroquinona en cantidades de 0.003 a 0.1%.

Cuando en lugar de calor se emplea un agente químico para apresurar la descomposición del peróxido y permitir la polimerización del monómero a la temperatura ambiente, este acelerador se incluye en el líquido.

Estos aceleradores son aminas terciarias y la más común es la dimetil-paratoluidina. A estos acrílicos acelerados químicamente se les llama autopolimerizables o de curado en frío. ^(6,7)

9.- ESPECIFICACIÓN PARA BASES DE DENTADURAS

La norma No. 12 de la A. D. A, para las bases protésicas presenta los requisitos generales:

Líquido: Los líquidos tipo I y II debe estar claro y libre de sedimentos.

Estabilidad: Térmica, líquidos tipo I y II no debe cambiar de color o ponerse viscoso en un 10%, cuando permanece cerrado y en un frasco oscuro a 60 - +/- 2 C, por 48 horas.

Componentes sólidos: en todos los tipos y clases los componentes sólidos o semisólidos deben estar libres de materiales extraños tales como suciedades o hilos que puedan afectar la apariencia o propiedades de las resinas.

Mezcla de monómero y polímero: Preparación para el envasado, todas las resinas deben prepararse y mezclarse de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

Plasticidad para el empaquetado, El tipo I -II y III, debe de introducirse, en los agujeros de la mufla para esta prueba por lo menos en dos huecos y no menor de 0.5 mm de profundidad.

Procesado del polímero para base de dentaduras.

Toxicidad. El fabricante debe dar la certificación de la A. D .A. no se conoce efecto tóxico en la salud de la persona. En las instrucciones debe incluir las precauciones contra un largo manipulado de la mezcla y contra la inhalación del vapor del monómero. .^(6,7)

10.- CARACTERÍSTICAS DE LAS BASES PARA DENTADURAS.

Cuando está procesado el acrílico de acuerdo al fabricante. La base debe poseer las siguientes características:

Debe estar libre de porosidad y no debe haber defectos en la superficie.

Pulido: Debe dar una superficie lisa y alto brillo de acuerdo a los métodos convencionales de pulido.

Color: El grosor y tamaño de la muestra debe ser suficientemente transparente y clara. La apariencia general de la resina cuando se pone en una hoja de estaño para el curado de una superficie lisa y brillante.

Translucidez: el espécimen de la muestra debe tener un grado de translucidez que debe permitir la sombra de un objeto opaco, como un disco de metal de 10 mm. De diámetro., Debe ser visible por medio de la muestra a una distancia de 50 cm. con una luz de 40 W.

Porosidad: la muestra cuando es cortada no debe mostrar burbujas o vacíos.

Absorción: El aumento de grosor del polímero no debe ser mas de 0.8 mg./cm², de superficie después de la inmersión en agua por 7 días de 37 +/- 1 C°.

Solubilidad: El menor peso del polímero no debe ser más de 0.04 mg./Cm², de superficie.

Deflexión transversa, la deflexión de un mínimo de 3 a 5 especímenes debe cumplir con los requisitos cuando la prueba es en agua destilada a 37 +/- 1 C°.

Estabilidad de color: El polímero no debe de mostrar mas que un ligero cambio, cuando se somete al esta prueba.

Cualidades de trabajo: cuando se procesa de acuerdo al fabricante debe dar una dentadura satisfactoria.

Instrucciones del fabricante: Las instrucciones deben acompañar cada paquete, debe indicar las proporciones de polvo y líquido, tiempo que se requiere en adquirir plasticidad, tiempo de trabajo, temperatura que debe tener el frasco, tiempo y temperatura de curado, etc.

Propiedades físicas: la propiedades físicas las podemos dividir en: características térmicas y de resistencia, además ciertas propiedades como: resistencia a disolución, densidad, estabilidad de calor.

Características de resistencia: incluyen propiedades tales como: resistencia a la tracción, compresión, porcentaje de alargamiento, módulo elástico, limite proporcional, resistencia al impacto, deflexión, resistencia transversal, flexional, resistencia a la fatiga fluencia o corrimiento en frío y dureza.

Resistencia a la tracción y compresión: al hacer un estudio comparativo de materiales representan un esfuerzo al máximo en tracción o en compresión que puede soportar el acrílico, antes de romperse.

La dentadura en uso se rompe debido a concentraciones localizadas de fuertes tensiones o fatiga flexional debida a un gran número de tensiones repetidas de baja magnitud.

Alargamiento: es la cantidad posible de deformación antes de la ruptura y se expresa en porcentaje. El alargamiento combinado con la resistencia final constituye el índice de tenacidad o fragilidad del plástico, así cuanto mayor sea el área por debajo de la curva de tensión-deformación más tenaz será el material.

El porcentaje de alargamiento de los acrílicos polivinílicos es considerablemente más alto que los de polimetacrilato.

Módulo elástico: es la relación entre la tensión y la deformación (alargamiento), dentro de los límites de la elasticidad, es la medida de la rigidez del material. Los acrílicos con módulo elástico alto tendrán una deformación elástica baja, e inversamente, acrílicos con módulo elástico bajo tendrán una deformación elástica alta por la tensión. El módulo elástico para los polimetacrilatos es de 5.5×10^5 lb/p². los valores son de 2.500 lb/p².

Fluencia y corrimiento en frío: es de 3 a 5%, consiste en la aplicación de una carga de 250 kg/cm² durante 7 días.

Dureza: puede medirse por la resistencia de un material al rayado, a la abrasión o a la indentación.

Características térmicas: conductibilidad térmica, los acrílicos son pobres conductores de calor, de la electricidad, comparados con el oro y las aleaciones como cromo cobalto o aún con la dentina que tiene conductibilidades de .07, 0.16 y 1.3×10^{-3} cal/seg/cm²/ C/cm.

Calor específico: es el calor necesario para llevar 1 C^o de temperatura de 1 gr de acrílico a una presión constante.

Coeficiente térmico de expansión: representa la expansión de un material por unidad de longitud y por cada C^o que cambie la temperatura.

Densidad: es el peso de gr. de un cm² de cualquier material, pero en acrílicos varía debido al peso molecular y es de 1.05 a 1.36 gr/cm³.

Contracción de polimerización: la relación polvo líquido para los polimetacrilatos de metilo y los polivinílicos es de 3:1 la concentración volumétrica es de 6 a 7%..^(6,7)

III PROPIEDADES MECÁNICAS

Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica, es decir, la ciencia física que se ocupa de la energía las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Por tanto todas las propiedades mecánicas son medidas de la resistencia de un material a la deformación o a la fractura al aplicarle una fuerza.

1.- Resistencia, propiedad mecánica de un material que garantiza que los materiales dentales cumplan sus funciones de manera eficaz, segura y durante un periodo de tiempo razonable. En general, la resistencia es la capacidad de los materiales de resistir la tensión inducida sin que se produzca una fractura o una deformación permanente (deformación plástica). La deformación plástica se produce cuando se excede el límite de tensión elástica (límite proporcional) de los materiales dentales.

Las propiedades mecánicas, se expresan generalmente en unidades de tensión y o deformación. Pueden representar medidas de 1) deformación elástica o reversible (es decir, límite proporcional, resiliencia y módulos de elasticidad); 2) deformación plástica o irreversible (por ejemplo, porcentaje de elongación y dureza), 3) una combinación de la deformación elástica y plástica, como la tenacidad y el límite elástico convencional.

Tensiones y deformaciones:

La tensión es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos y moléculas en un plano determinado de un material.

En las aplicaciones dentales existen varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto. Entre ellos se incluye la fuerza de tracción, la fuerza de cizallamiento y la fuerza de compresión.

La resistencia de un material se define: Como el nivel medio de tensión en el que un material muestra, una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma. La resistencia depende de varios factores como:

- 1) La tasa de deformación.
- 2) La forma de la muestra.
- 3) El acabado de la superficie. (Que controla el tamaño relativo y el número de imperfecciones de la superficie)
- 4) El medio en el que se prueba el material.

Las tensiones elásticas en los materiales no provocan deformación permanente (irreversible). Por otro lado, las tensiones superiores al límite proporcional provocan una deformación permanente, y si son lo suficientemente altas, pueden fracturar el material. En el caso de los materiales, frágiles que solo sufren deformación elástica y no pueden soportar la deformación plástica, las tensiones que superan ligeramente la tensión elástica máxima (límite proporcional) dan lugar a una fractura.

Cuando una fuerza externa actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a esta fuerza, de igual magnitud pero en dirección opuesta. La tensión producida dentro de un material es igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa. La fuerza de tracción provoca una tensión de tracción, la fuerza de compresión produce tensión de compresión y una fuerza de cizallamiento o flexión produce tensión de cizallamiento. La fuerza de flexión puede producir los tres tipos de tensión de una estructura, pero en la mayoría de los casos se fractura debido al componente de la tensión de tracción. En este caso, las tensiones de tracción y compresión son fuerzas axiales principales, mientras que la tensión de cizallamiento representa la combinación de los componentes de tracción y compresión.

Deformación, o cambio en la longitud por unidad de longitud, es la deformación relativa de un objeto sometida a una tensión.

Deformación elástica es reversible ya que recupera totalmente su forma original al dejar de aplicar la fuerza.

Deformación plástica, representa la deformación permanente de un material que no disminuye al eliminar la fuerza.

Fuerza de tracción, es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La fuerza de tracción siempre va acompañada de una deformación por tracción.

Fuerza de compresión, si se sitúa un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo, la resistencia interna a dicha carga se denomina,

fuerza de compresión. La fuerza de compresión se asocia con la deformación por compresión.

Fuerza de cizallamiento: La fuerza de cizallamiento suele resistir el desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo sobre de otro. La fuerza de cizallamiento también puede ser producida por la acción de torsión sobre un material. La fuerza de cizallamiento se calcula dividiendo la fuerza por el área paralela a la dirección de la fuerza.

Fuerza de flexión.:Estas tensiones son producidas por fuerzas de flexión que actúan sobre materiales dentales en este caso sobre acrílico de una o dos maneras.

- 1) al someter una estructura a una carga de tres puntos donde los extremos de los puntos están fijos y la fuerza se aplica sobre estos extremos.
- 2) Al aplicar una carga sobre el extremo libre de una estructura que esta sujeta por un solo extremo.

Propiedades mecánicas.:Basadas en la deformación elástica.

Existen varias propiedades mecánicas y parámetros importantes que miden la deformación elástica o deformación plástica de los materiales dentales. Estos son: **Modulo Elástico** (También denominados modulo de Young o modulo de elasticidad) Modulo dinámico de Young (Determinado por la medida de velocidad de onda ultrasónica), Modulo de cizallamiento, flexibilidad, resiliencia y coeficiente de Poisson.

Modulo Elástico (Modulo de Young)

El modulo elástico describe la inflexibilidad o rigidez relativa de un material, que se mide mediante el plano inclinado de la región elástica del grafico de resistencia-deformación. El modulo elástico no cambia. El modulo elástico tiene un valor constante que describe la inflexibilidad relativa de un material, tal y como determina el grafico de fuerza diagonal de formación.

El módulo elástico de un material es constante por lo que no le afecta la cantidad de fuerza plástica o elástica que se aplica sobre él. Es independiente de la ductilidad del material ya que se mide en la región lineal del diagrama de fuerza de formación y no representa una medida de su plasticidad o resistencia. Los materiales con un modulo elástico muy alto pueden tener valores de resistencia altos o bajos.

El modulo elástico representa el coeficiente de fuerza elástica con respecto a la deformación elástica por lo que cuanto menor sea la deformación causada por una fuerza dada, mayor será el valor del modulo.

El modulo de elasticidad se expresa en unidades de fuerza por unidad de área, normalmente en giga newtons por metro cuadrado (GN/m²) o giga pascales (GPa). Esta propiedad esta relacionada indirectamente con otras propiedades mecánicas. Por ejemplo, dos materiales pueden tener el mismo límite proporcional y, sin embargo, tener módulos elásticos que difieren considerablemente.

El modulo elástico de la muestra del ensayo de tracción se puede calcular del siguiente modo:

Donde E es el modulo elástico.

P es la fuerza o carga que se aplica abajo.

A es el área transversal del material sometido a la fuerza.

Δl es el aumento de longitud.

l_0 es la longitud inicial.

Por definición

$$\text{Fuerza} = P/A = \sigma$$

$$\text{Deformación} = \Delta l/l_0 = \epsilon$$

Por tanto

$$E = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Deformación}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{(P/A)}{\Delta l/l_0}$$

2.- Flexibilidad

En el caso de los materiales dentales un requisito necesario a partir de los que se fabrican es tener un valor alto de límite elástico (una fuerza que, si se sobrepasa, no permitirá que el material recupere su estado natural una vez que se elimine la fuerza), ya que se espera que la estructura recupere su forma original después de haberse sometido a una fuerza y una vez que esta se elimine (Recuperación elástica).

La flexibilidad máxima se define como la deformación por flexión que se produce cuando se ejerce una fuerza sobre un material hasta su límite proporcional.

3.- Resiliencia

A medida que aumente el espacio Inter-atómico, aumenta la energía interna. Mientras que la fuerza no sea superior al límite proporcional, la energía se denomina resiliencia, término que se asocia con "Elasticidad", pero significa algo más que eso ya que podemos definir la resiliencia como la cantidad de energía absorbida por una unidad de volumen de una estructura cuando se somete a una fuerza hasta su límite proporcional. El material con el área elástica mayor tiene una mayor resiliencia.

El trabajo es el producto de los momentos de fuerza y la distancia sobre la que actúa la fuerza. Cuando se realiza un trabajo siempre un cuerpo se le imparte energía. Si la fuerza inducida no supera el límite proporcional (La estructura no se deforma permanentemente) el cuerpo solo almacena energía elástica.

4.- Propiedades de resistencia

La resistencia es la tensión necesaria para provocar una fractura (Resistencia máxima) o una cantidad específica de deformación plástica (Límite elástico convencional). Cuando describimos la resistencia de un objeto o material, nos referimos a la tensión máxima que se necesita para provocar una fractura.

En el caso de los materiales dentales nos centraremos en las tensiones máximas que puede soportar la estructura antes de deformarse plástica o permanentemente. Esta tensión se denomina *límite proporcional* o *límite*

elástico. Las tensiones que superan estos límites provocan: Deformación plástica.

La resistencia de un material puede describirse de acuerdo con las siguientes propiedades:

- 1) Límite proporcional, fuerza que una vez superada ya no es proporcional a la deformación.
- 2) Límite elástico: Tensión máxima que puede soportar un material antes de deformarse plásticamente.
- 3) Límite elástico proporcional, tensión necesaria para producir una cantidad proporcionada de deformación plástica.
- 4) Resistencia máxima a la tracción, resistencia al cizallamiento, resistencia a la compresión y resistencia a la flexión. Cada una de ellas mide la tensión necesaria para fracturar un material. La resistencia no mide la atracción o repulsión individual átomo-a-átomo si no que mide la totalidad de las fuerzas interatómicas que existen en todo material sometido a una tensión. Además la resistencia máxima no tiene por que ser igual, media, instantánea, real de la fractura ya que el área transversal inicial ha cambiado de tamaño.

Los materiales frágiles tienen una resistencia a la tracción menor que la resistencia a la compresión, debido a su incapacidad de deformarse plásticamente y de reducir la tensión de tracción sobre los bordes con imperfecciones. La fractura de estos materiales durante su uso clínico suele asociarse con su baja resistencia a la tracción y con la existencia de imperfecciones en la zona donde se aplica la fuerza de tracción.

5.- Límite proporcional

Si el material cumple la ley de Hooke, la fuerza elástica será proporcional a la deformación elástica.

6.- Límite elástico

El límite elástico de un material se define como la fuerza máxima a la que se puede someter un material y que le permite recuperar su dimensión inicial una vez que se elimine la fuerza.

Límite elástico convencional (tensión de prueba)

El límite elástico proporcional representa el valor de la fuerza que provoca una pequeña deformación plástica, un porcentaje del 0.1% o 0.2% de deformación plástica se denomina porcentaje de compensación.

El límite elástico, *el límite proporcional* y *el límite elástico convencional* se definen de distinta forma, aunque sus valores (o fuerzas) en muchos casos son muy similares. Normalmente, el límite elástico y el proporcional se consideran idénticos, aunque sus valores experimentales pueden variar ligeramente, el límite elástico convencional (tensión de prueba) es mayor que el límite proporcional. Estos valores son importantes para evaluar los materiales dentales por que representan la fuerza con la que comienza la deformación permanente de la estructura.

7.- Deformación permanente plástica

Si un material se deforma a causa de una fuerza aplicada en un punto por encima del límite proporcional y antes de que se fracture, la tensión se reduce al eliminar esa fuerza; sin embargo, la deformación no disminuye a cero porque ya se ha producido una deformación plástica. Por tanto, el objeto no recupera su dimensión original cuando eliminamos la fuerza. Permanece doblado, comprimido o deformado plásticamente.

8.- Resistencia a la flexión

Básicamente la resistencia a la flexión, la resistencia transversal o el módulo de ruptura es una prueba de resistencia que consiste en una barra sujeta a ambos lados, o un disco sujeto sobre un círculo de soporte inferior, sometido a una carga estática. En el caso del disco el valor de la fuerza de fractura se denomina resistencia a la flexión biaxial. La fórmula matemática empleada para medir la resistencia a la flexión de la barra sometida a una fuerza de tres puntos (Carga central superior) es la siguiente:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

Los elastómeros son un tercer grupo de materiales poliméricos. La industria moderna de los elastómeros se basó en el látex que se formaba

naturalmente, aislado del árbol *Hevea brasiliensis*. Desde principios del siglo xx, los químicos han intentado sintetizar materiales cuyas propiedades reprodujeran o al menos simularan las de la goma natural. Esto ha llevado a la producción de una gran variedad de elastómeros sintéticos, algunos de los cuales se utilizan en odontología como materiales de impresión. Los elastómeros sometidos a deformación muestran una gran elongación reversible al aplicar fuerzas pequeñas, es decir, tienen elasticidad. ^(6,7)

En odontología, la mayoría de las resinas se basan en metacrilatos, sobre todo en metilmetacrilato. Sin embargo, debido a que este campo es muy dinámico a que se crean nuevos tipos de resina basándose en un patrón común, el dentista debe conocer los conceptos básicos sobre la química de resinas de manera que pueda evaluar de forma crítica todos los nuevos avances en este campo.

9.- Requisitos de las resinas dentales

Los polímeros de metacrilato se han difundido mucho en odontología debido a que: 1) se pueden fabricar fácilmente con técnicas bastante simples, 2) son estéticos y 3) son económicos. Debido a sus propiedades biológicas, físicas, estéticas y de manipulación los polímeros de metacrilato proporcionan un equilibrio excelente en su funcionamiento, además de las características necesarias para su uso en la cavidad oral. Lo ideal es que estas características tengan: 1) compatibilidad biológica, 2) propiedades físicas, 3)

fácil manipulación, 4) cualidades estéticas, 5) costo relativamente bajo y 6) estabilidad química de la boca.

10.- Compatibilidad biológica

La resina debe ser insípida, inodora, no toxica, no debe irritar ni dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca, y debe ser impermeable a los fluidos orales para no resultar poco higiénica ni desagradable en cuanto sabor y olor.

11.- Propiedades físicas

La resina debe tener la suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para afrontar las fuerzas de masticación, las fuerzas de impacto y el uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y las variaciones en las cargas. Cuando se emplean para la base de las prótesis maxilares, la resina debe tener una gravedad específica baja.

(6,7)

12.- Manipulación

La resina no debe producir humos tóxicos ni polvo durante su manipulación. Debe ser fácil de mezclar, insertar, moldear y curar, y debe tener un tiempo de **fraguado** relativamente corto y ser insensible a las variaciones en estos procedimientos de manipulación. El producto final debe ser fácil de pulir, y en

caso de ruptura inevitable, debe poder ser reparado de manera simple y eficaz. .^(6,7)

13.-Propiedades estéticas

El material debe de ser translucido o transparente, de manera que se pueda adecuar a la apariencia de los tejidos orales que reemplaza. La resina ha de poder teñirse o pigmentarse, aunque no debe haber ningún cambio en el color o aspecto del material después de su fabricación.

14.- Aspectos económicos

El precio de la resina y del método de trabajo deben ser relativamente bajos, y el procesamiento no debe requerir el uso de equipamientos complejos ni caros.

15.- Estabilidad química

A pesar de que los polímeros de metacrilato cumplen, de manera bastante aceptable, todos los requisitos mencionados anteriormente, todavía no se ha encontrado la resina que reúna todos estos criterios ideales. Las condiciones presentes en la cavidad oral son muy exigentes, y solo los materiales inertes y más estables químicamente pueden resistir dichas condiciones sin deteriorarse.

Naturaleza fundamental de los polímeros son el hecho de que constituyen moléculas muy grandes y que su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones casi ilimitadas. La longitud y el entrecruzamiento de la cadena, la extensión de las ramificaciones y la organización de las cadenas son características fundamentales de los polímeros que determinan las propiedades de los materiales poliméricos. ^(6,7)

16.- Longitud de cadena y peso molecular

Cuanto más larga sea la cadena del polímero, mayor será el número de conexiones temporales que se pueden formar entre las cadenas. Por tanto, cuanto mayor sea la longitud de la cadena, más difícil será alterar el material polimérico, y por ello propiedades como la rigidez, la resistencia y la temperatura de fusión aumentan al incrementarse la longitud de la cadena.

Las resinas sintéticas polimerizan al azar a partir de lugares que han sido activados. Por tanto, dependiendo de la capacidad de las cadenas para crecer desde sus lugares de activación, las cadenas moleculares que se forman en un material polimérico constan de cadenas de distintas longitudes.

Desde el punto de vista biológico, es importante destacar que la polimerización no suele completarse totalmente y que las moléculas de monómero residuales se pueden eliminar de los materiales poliméricos. En ocasiones, estos compuestos con bajo peso molecular pueden provocar reacciones adversas sobre todo de tipo alérgico. Los monómeros residuales también tienen un efecto notable en el peso molecular del polímero. ^(6,7)

17.- Ramificación y entrecruzamiento de cadena

En una situación ideal, la polimerización debería producir macromoléculas lineales. Sin embargo, en la práctica rara vez se dan cadenas moleculares exclusivamente lineales. En ocasiones, las unidades estructurales de los polímeros se conectan entre sí para formar un polímero ramificado o entrecruzado no lineal. La ramificación es similar a los brazos extra que crecen en una cadena de polímeros; la probabilidad de ramificación, o de conexiones temporales, aumenta. Los entrecruzamientos son conexiones permanentes entre las cadenas. Un material polimérico con muchos entrecruzamientos puede estar formado por una única o por varias moléculas gigantes. En los polímeros entrecruzados, algunas de las unidades estructurales deben tener al menos dos lugares en los que se puedan producir las reacciones. El entrecruzamiento forma puentes entre las cadenas y aumenta considerablemente el peso molecular. Como consecuencia, las propiedades físicas o mecánicas varían con la posición y extensión del entrecruzamiento en un determinado sistema de polímeros. La red tridimensional de polímeros entrecruzados aumenta la rigidez y resistencia a los solventes. El entrecruzamiento de los polímeros con bajo peso molecular aumenta la temperatura denominada *temperatura de transición del vidrio* (T_v), en comparación con la de los polímeros con mayor peso molecular. Por otro lado, el entrecruzamiento tiene poca influencia sobre la resistencia. .^(6,7)

18.- Estructuras copoliméricas

Los polímeros que solo tienen un tipo de unidad que se repite (unidades monoméricas o mero) son *homopolímeros*; aquellos con dos o más tipos de unidades monoméricas se denominan *copolímeros*. Hay tres tipos distintos de copolímeros:

- **Copolímero aleatorio:** no existe un orden secuencial entre las dos (o más) unidades monoméricas a lo largo de la cadena de polímeros.
- **Copolímero en bloque:** se dan unidades monoméricas idénticas en secuencia relativamente extensas a lo largo del polímero principal.
- **Copolímero ramificado o de injerto:** secuencia de un tipo de unidad monomérica se adhieren como un injerto ramificado, a la estructura principal de un segundo tipo de unidad monomérica. ^(6,7)

Propiedades físicas de los polímeros.

19.- Deformación y recuperación

Las fuerzas aplicadas producen tensiones dentro de los polímeros que pueden provocar deformación elástica, plástica o una combinación de ambas.

La deformación *plástica* es irreversible y da lugar a una nueva forma permanente.

La deformación *elástica* es reversible y la recuperación será total una vez que se elimine la tensión.

La deformación *viscoelástica* da lugar a una combinación de deformación elástica y plástica, aunque solo se produce una recuperación de la

deformación elástica a medida que disminuye la tensión. La recuperación, en cambio, no es instantánea una vez eliminada la tensión; el proceso de recuperación tiene lugar a lo largo del tiempo. La cantidad de deformación que no se recupera en el momento que se elimina la fuerza se considera deformación plástica. .^(6,7)

20.- Propiedades reométricas

La reometría o comportamiento de flujo, de los polímeros sólidos implica la combinación de deformación elástica y plástica (flujo viscoso) y la recuperación elástica cuando se eliminan las fuerzas. Esta combinación de cambios elásticos y plásticos se denomina *viscoelasticidad*. La longitud de la cadena, en número de entrecruzamientos, la temperatura y la tasa de aplicación de fuerza (impacto rápido frente a extrusión) determina el tipo de comportamiento dominante.

- **Flujo plástico:** comportamiento de deformación irreversible que se produce cuando las cadenas del polímero se colocan una sobre otra y se recolocan dentro del material, provocando una deformación *permanente*.
- **Recuperación elástica:** comportamiento de deformación reversible que se da en las regiones amorfas de los polímeros cuando las cadenas enredadas al azar se estiran y se vuelven a enredar, como resortes que vuelven a su posición original sin moverse cuándo se elimina la fuerza aplicada.

Las propiedades plásticas y elásticas se emplean para describir los materiales *ideales*.

Sin embargo, los materiales dentales poliméricos actuales se deforman al combinar los procesos de deformación plástica y elástica. Por tanto, los elastómeros no siempre se recuperan totalmente y mantienen un pequeño grado de deformación plástica, mientras que los plásticos muestran un mayor nivel de deformación plástica aunque también tienen un pequeño grado de recuperación elástica. Este fenómeno se denomina *recuperación viscoelástica*.

Propiedades térmicas:

Los cambios ambientales y de temperatura, la composición estructura y peso molecular de un polímero influyen en sus propiedades físicas. En general, cuando mayor sea la temperatura, más blando y débil será el polímero. Los polímeros pueden adoptar muchas formas diferentes, mediante procesos que varían dependiendo de si el polímero es <<termofraguado>> o <<termoplástico>>.

Los polímeros termoplásticos están formados por cadenas lineales y / o ramificadas.

Se ablandan al calentarse a temperaturas superiores a la de transición del vidrio (T_v), temperatura a la cual comienza el movimiento molecular para separar las cadenas. La resina puede ser moldeada y, al enfriarse, endurece de esta manera. Sin embargo, al recalentarla vuelve a ablandarse y, si se desea, se le puede dar una nueva forma antes de que endurezca al disminuir

la temperatura. Este ciclo se puede repetir varias veces. Las resinas termoplásticas son fusibles (es decir, se funden) y normalmente son solubles en solventes orgánicos.

Los polímeros termofraguables se someten a un cambio químico, endurecen de forma permanente al calentarse a temperaturas superiores a aquélla a la cual comienzan a polimerizar, y no se vuelven a ablandar al recalentarlos a la misma temperatura. Por lo general, en este estado se encuentran entrecruzados, y por ello son insolubles e infusibles, y en su lugar se descomponen. Normalmente, los plásticos termofraguables tienen más resistencia a la abrasión y más estabilidad dimensional que los polímeros termoplásticos, que tienen mejores propiedades de flexión e impacto.

La temperatura de transición del vidrio (T_v) es importante en la ciencia de los polímeros. Para comprender la (T_v) y la manera en que se ve afectada por la estructura del polímero, es necesario estudiar los enlaces interatómicos que mantienen unidas las distintas cadenas de polímeros en un polímero. A lo largo de cada cadena sencilla de polímeros, los electrones de valencia se mueven constantemente hacia delante y así atrás. Debido a este movimiento de electrones, existen distintas densidades de electrones a lo largo de las cadenas para equilibrar estas diferencias en la densidad de carga. A causa de estas interacciones, se desarrollan fuerzas de inducción interatómica entre las cadenas (conocidas como *fuerzas de van der Waals* y *fuerzas de London*). Estas fuerzas, al igual que los enlaces de hidrógeno, forman enlaces polares entre las cadenas de polímeros, enlaces que son mucho más débiles

que los enlaces primarios a lo largo de la cadena de polímeros, primarios a lo largo de las cadenas de los polímeros. Cuando se calienta un polímero hasta su (T_v) mientras que la expansión térmica aumenta.

Si comparamos dos polímeros similares, formados por cadenas rectas de polímero, el que tenga mayor peso molecular también tendrá mayor T_v . Si aumenta la longitud de la cadena recta de los polímeros, aumenta también el número de lugares de enlaces polares a lo largo de la cadena. Además, cuanto mayor sea la longitud de esta última, habrá más posibilidades de que las cadenas se enreden. Por tanto, el aumento en el número de lugares de enlaces polares a lo largo de cada cadena y el incremento del número de entrecruzamientos en las cadenas explican por que los polímeros con mayor peso molecular necesitan más energía térmica para alcanzar su T_v .

Desde un punto de vista mecánico, el desplazamiento de las cadenas disminuye también a medida que aumenta la longitud de la cadena. Sin embargo, cuando esta última tiene una longitud determinada, los enlaces polares y los entrecruzamientos son lo suficientemente fuertes como para resistir de una cadena individual. En el caso de esta longitud crítica, la fuerza aplicada rompe en primer lugar el enlace cohesivo de la cadena en vez de separar las cadenas. Este equilibrio entre la resistencia de los enlaces polares y de enlace covalente de la cadena explica por que aumentan las propiedades físicas y mecánicas del polímero al incrementarse el peso molecular hasta un cierto punto. Como consecuencia, el aumento del peso molecular es menos importante.

El valor medio del peso molecular se reduce notablemente con la presencia de moléculas con pocos monómeros, lo que produce la T_v y debilita la resina de forma considerable.

A pesar de que depende del tipo, en general, la resina solo posee resistencia mecánica cuando su grado de polimerización es relativamente alto, es decir, en un rango aproximado de 150 a 200 unidades que se repiten. El peso molecular desempeña un papel importante a la hora de determinar las propiedades físicas. En general, una distribución estrecha de peso molecular produce los polímeros más útiles. ^(6,7)

Basándonos en la anterior descripción de un polímero, el calor debería tener una influencia significativa en sus propiedades. A medida que aumenta la temperatura, aumenta también la rotación de los segmentos del polímero. Estas rotaciones, emparejadas con la expansión térmica, incrementan la separación de las cadenas, rompen los enlaces polares y propician que las cadenas se desenreden. Estos factores favorecen el desplazamiento de las cadenas y explican el comportamiento termoplástico de una resina cuando alcanza la T_v . si existe un entrecruzamiento, no se puede producir el desplazamiento y es más difícil que el material se ablande. ^(6,7)

21.- Química de la polimerización

Los monómeros pueden unirse por medio de uno o dos tipos de reacción: polimerización de *adición* y polimerización de condensación ò *escalonada*.

Además, los monómeros de polimerización se activan uno a uno y se van uniendo sucesivamente para formar una cadena cada vez más grande. En la polimerización escalonada, los componentes son disfuncionales y todos se reactivan o son reactivos de manera simultánea. Posteriormente las cadenas crecen mediante los enlaces escalonados de los monómeros bifuncionales que, en ocasiones, aunque no siempre dan lugar a un subproducto de bajo peso molecular como el agua o el alcohol.

22.- Polimerización por adición

La mayoría de las resinas dentales polimerizan mediante un mecanismo en el que los monómeros se añaden de manera secuencial al extremo de una cadena en crecimiento. La polimerización por adición comienza a partir de un centro activo, añadiendo un monómero cada vez hasta formar rápidamente una cadena. En teoría, la cadena puede crecer indefinidamente hasta que se agote todo el monómero. El proceso es simple pero no resulta fácil de controlar.

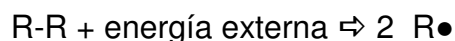
En comparación con la polimerización escalonada, la polimerización por adición puede producir fácilmente moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Durante esta polimerización no hay cambios en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómeros, sin cambio en la composición, ya que el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas. En otras palabras, la estructura del monómero se repite muchas veces en el polímero. .^(6,7)

23.- Etapas de la polimerización por adición.

Existen cuatro etapas distintas en el proceso de polimerización por adición: inducción, propagación, transferencia de cadenas y terminación.

Inducción. Dos procesos controlan la etapa de inducción: la *activación* y la *iniciación*.

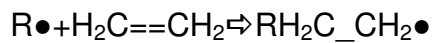
Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de **radicales libres, (R●)**. Los radicales libres se pueden generar por *activación* de las moléculas que producen radicales, empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre. De todos estos, los agentes químicos el calor y la luz visible son los más utilizados en la odontología.



Fórmula

Uno de los requisitos que debe reunir un compuesto polimerizable por adición es la presencia de un grupo no saturado, es decir, un *doble enlace*, así como una fuente de radicales libres. En teoría, casi cualquier radical libre puede ser R●. Un radical libre es un átomo o grupo de átomos que poseen un electrón impar (●). El electrón no par confiere a los radicales libres la capacidad de liberar electrones. Cuando el radical libre y su electrón impar se acercan a un monómero con un enlace doble y con alta densidad de electrones, se extrae un electrón y se empareja un electrón R● para formar

un enlace entre el radical y la molécula de monómero dejando desparejado al otro electrón del enlace doble. Por tanto, el radical libre original se enlaza con un lado de la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo. Se ha *iniciado* la reacción.



Fórmula

La sustancia química que forma los radicales libres y que se emplea para iniciar la polimerización *no* es un catalizador (a pesar de que a veces se define, incorrectamente, de esta manera), ya que entra en la reacción química y pasa a formar parte del compuesto químico final. Es más adecuado denominarla *iniciador*, ya que se utiliza para iniciar la reacción. Una serie de sustancias capaces de generar radicales libres iniciadores de la polimerización de poli (metilmetacrilato) y otras resinas de metacrilato empleadas en la odontología. El iniciador más utilizado es el peróxido de benzoilo que se activa rápidamente entre los 50 y los 100 C° (Celsius) para liberar dos radicales libres por molécula de peróxido de benzoilo. La inducción es el periodo durante el cual las moléculas del iniciador se energizan se rompen formando radicales libres. Posteriormente, estos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena. La pureza del monómero influye mucho en este periodo. Cualquier impureza presente, capaz de reaccionar con los grupos activados, puede aumentar la longitud de este periodo consumiendo las

moléculas del iniciador activado. Sin embargo, cuanto mayor sea la temperatura mas pronto se formaran radicales libres y en consecuencia el periodo de inducción será más corto.

Los procesos de polimerización útiles para las resinas dentales se activan, normalmente, mediante una de las siguientes tres fuentes de energía: calor, sustancias químicas o luz. La mayoría de las resinas empleadas en las bases de las prótesis se polimerizan mediante la activación por calor, tal como explicamos antes, produciendo dos radicales libres, que inician y propagan la polimerización del monómero de metilmetacrilato.

Existe un segundo tipo de sistemas de inducción que se activa químicamente a la temperatura de la cavidad oral. Dicho sistema consta de al menos dos reactivos que cuando se mezclan, se someten a una reacción química que genera radicales libres. Durante el almacenamiento, estos componentes deben estar separados ya que los sistemas inducidos químicamente siempre están formados por dos o más partes. Un ejemplo de este sistema es la amina terciaria (el *activador*) y el peroxido de benzoilo y (el *iniciador*) que se mezclan para iniciar la polimerización de las llamadas resinas dentales <<autocuradas>> a temperatura ambiente. De hecho, este proceso es un caso especial de activación con calor, ya que la presencia de la amina reduce la energía termina necesaria para convertir el indicador en radicales libres, a temperatura ambiente (es decir, a temperatura ambiente o a la temperatura de la cavidad bucal). La amina forma un complejo con peroxido de benzoilo que reduce la energía térmica (y por lo tanto la temperatura)

necesaria para dividirlo en dos radicales libres. Un tercer sistema de inducción es el activado por la luz. En este sistema, los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de polimerización. Cuando este sistema se introdujo por primera vez en odontología, se utilizaba luz ultravioleta. Sin embargo, debido a las preocupaciones sobre los efectos de esta luz en la retina y en los tejidos orales no pigmentados, a su limitada profundidad de penetración y a la pérdida de intensidad de la fuente de luz ultravioleta con el paso del tiempo se desarrollaron sistemas de iniciadores activados con luz visible. En los materiales dentales de restauración curados con luz visible, la canforoquinona y la amina orgánica (p. Ej. El dimetilaminoetilmetacrilato) generan radicales libres cuando son irritados por la luz en la zona azul-violeta. La luz con una longitud de onda de aproximadamente 470nm es necesaria para provocar esta reacción debido a que no se produce una polimerización apreciable a temperatura ambiente y en la oscuridad estas composiciones pueden ser sistemas monocomponentes, siempre que se almacenen en un lugar donde no estén expuestos a la luz. Sin embargo, tales como la intensidad de la luz, el ángulo de iluminación y la distancia entre la resina y la fuente de luz pueden afectar de manera significativa el número de radicales libres que se forman, contribuyendo a convertirlo en un sistema muy sensible a la técnica.

Propagación. Cuando se aproxima otro monómero para formar un *dímero*, el complejo de monómero-radical libre resultante actúa como un nuevo centro

de radicales libres. El *dímero* también se convierte en un radical libre esta especie reactiva se puede añadir sucesivamente a un gran número de moléculas de etileno, de manera que el proceso de polimerización continua a través de la propagación del centro reactivo.

En teoría las reacciones en cadena deberían continuar hasta que el monómero se haya convertido en un polímero entre el fraguado inicial y el fraguado final. El proceso continua hasta completar la formación del polímero deseado. Sin embargo, la reacción de polimerización nunca se completa del todo.

La cadena del polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de las posibles reacciones de terminación.

El proceso total de polimerización por adición se puede representar como una serie de reacciones en cadena. El proceso es muy rápido casi instantáneo. Las reacciones son *exotérmicas* y se desprende una cantidad de calor considerable.

Transferencia de cadena. En este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula (por Ej. Un monómero o una cadena de polímeros inactiva) y se crea un nuevo radical libre que crecerá mas adelante. Por ejemplo la molécula de un monómero puede activarse mediante una macromolécula en crecimiento, de tal manera que la terminación se produce en la última. Por tanto, se forma un nuevo núcleo, que también crecerá. Del mismo modo una cadena ya terminada puede

reactivarse mediante una transferencia de cadena y seguirá creciendo. Estos procesos difieren de las reacciones de terminación.

Terminación. A pesar que la terminación de una cadena puede ser el resultado de la transferencia de cadena, las reacciones de terminación adicionales concluyen, con mas frecuencia, al emparejar directamente los extremos de dos cadenas radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrogeno entre una cadena en crecimiento y otra.

Inhibición de la polimerización por adición

No es probable que se produzcan reacciones de polimerización cuando se ha agotado el monómero, y no siempre forman polímeros de gran peso molecular. En ocasiones las impurezas del monómero impiden dichas reacciones.

Cualquier impureza de un monómero que pueda reaccionar con los radicales libres inhibe o retrasa la reacción de polimerización. Una impureza puede reaccionar con el iniciador activado o con la cadena en crecimiento activada para evitar que siga creciendo.

La presencia de dichos inhibidores influye en gran medida en la longitud del periodo de inducción, así como el grado de polimerización.

El oxigeno reacciona rápidamente con los radicales libres, y su presencia retrasa la reacción de polimerización. Se ha demostrado, por ejemplo, que la velocidad de la reacción y el grado de polimerización disminuyen si esta ultima se realiza al aire libre, en comparación con los valores mas altos

obtenidos cuando la reacción se lleva a cabo en un ambiente con poco oxígeno.^(6,7)

24.- Polimerización escalonada

Las reacciones que producen la polimerización escalonada se puede dar a partir de cualquier reacción química en la que intervengan dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromolecular. El primer compuesto reacciona y en ocasiones forma subproductos, como el agua, alcohol, ácidos alógenos y amoniaco. La formación de estos subproductos es el motivo por el cual en ocasiones la polimerización escalonada se denomina *polimerización de condensación*

Copolimerización

En muchas de las reacciones de polimerización, la macromolécula se formo mediante la polimerización de un único tipo de unidad estructural. Sin embargo, se pueden combinar dos o mas monómeros diferentes desde el punto de vista químico, cada uno de ellos con alguna propiedad destacable, con el fin de producir propiedades físicas específicas de un polímero. El polímero formado es un *Copolímero*, y su proceso de formación se denomina *copolimerización*. En un Copolímero el número relativo y la posición de los distintos tipos de unidades que se repiten pueden variar entre las macromoléculas individuales.

Metilmetacrilato

El polimetilmetacrilato, como tal, no se emplea en odontología. En cambio, el monómero de metilmetacrilato líquido se mezcla con el polímero en polvo. El monómero se disuelve parcialmente en el polímero y se forma una masa plástica. Esta masa se introduce en el molde y el monómero se polimeriza con uno de los métodos descritos. En consecuencia el monómero de metilmetacrilato es muy importante en odontología.

El metilmetacrilato es un líquido transparente a temperatura ambiente y cuenta con las siguientes propiedades.

- Peso molecular= 100
- Punto de fusión = -48°C
- Punto de ebullición es = $100,8^{\circ}\text{C}$
- Densidad= 0,945 g/ml a 20°C
- Calor de polimerización= 12,9 Kcal./mol.

El metilmetacrilato tiene una alta presión de vapor y es un excelente solvente orgánico.

La polimerización del metilmetacrilato se puede iniciar mediante la luz visible, la luz ultravioleta o el calor. Sin embargo, en odontología se suele polimerizar mediante el uso de un iniciador químico.

Las condiciones necesarias para la polimerización del polimetimacrilato no son críticas, siempre que la reacción no se lleve a cabo demasiado rápido. El grado de polimerización varía con las condiciones de polimerización, como la

temperatura, el método de activación, el tipo de iniciador, la concentración del iniciador, la pureza de los elementos químicos y factores similares. Los monómeros de metacrilato son muy útiles en odontología ya que se polimerizan en condiciones normales de uso. Muchos otros sistemas de resinas no polimerizan a temperatura ambiente en presencia de aire. Durante la polimerización del monómero de metilmetacrilato puro, el volumen se reduce en un 21%.

Polimetilmetacrilato

El polimetilmetacrilato es una resina transparente de gran claridad; transmite luz en el rango ultravioleta a una longitud de onda de 250 nm. Se trata de una resina dura con un número de dureza de Knoop de entre 18 y 20. Tiene una resistencia a la tracción de aproximadamente 60 MPa, una densidad de 1,19 g/cm³. Y un módulo de elasticidad cercano al 2,4 GPa (2.400 MPa).

Este polímero es muy estable no se decolora con la luz ultravioleta y tiene notables propiedades de envejecimiento. Es químicamente estable al calor, se ablanda a 125°C y puede moldearse como un material termoplástico. Entre 125 y 200°C, se produce la despolimerización a unos 450°C, el 90% del polímero se despolimeriza y forma un monómero. El polimetilmetacrilato de gran peso molecular se degrada a un polímero inferior, al mismo tiempo se convierte en un monómero.

25.- Resinas para la base de prótesis y férulas oclusales.

Los polímeros comunes se eligen en función a su disponibilidad, estabilidad dimensional, propiedades de manipulación, color y compatibilidad con los tejidos orales. Prestándose una atención considerable a los diferentes sistemas de procesado y técnicas de polimerización. Además, se presentan métodos para mejorar el ajuste y la estabilidad dimensional de la prótesis de resina.

26.- Técnica general

Existen diversas técnicas de procesado para la fabricación de bases de la prótesis y **férula oclusal** (F. O). Cada técnica requiere la obtención de una impresión precisa de la arcada correspondiente. A partir de dicha impresión, se obtiene un modelo. A su vez, sobre el modelo se confecciona una base de cera donde se toman los registros oclusales. A dicha base se le toman registros en céntrica protrusiva y lateralidad con un papel testigo.

Resinas acrílicas

Desde mediados de la década de 1940, la mayor parte de las bases protésicas se han confeccionado con resinas de polimetilmetacrilato. Dichas resinas son plásticas resilientes formados por la unión de múltiples moléculas de metilmetacrilato o <<meros>>.

El polimetilmetacrilato puro es un sólido transparente e incoloro. Para facilitar su empleo en aplicaciones odontológicas, el polímero puede colorearse para obtener casi cualquier tonalidad y grado de traslucidez. Sus propiedades de color y ópticas permanecen estables bajo condiciones intraorales normales, se ha demostrado la idoneidad de sus propiedades físicas para su uso dental.

Una de las ventajas definitivas del polimetilmetacrilato como material para la elaboración de la férula, es la relativa facilidad con la que puede ser procesado el material. Se suministra habitualmente en forma de polvo-líquido, de modo que el líquido contiene metilmetacrilato sin polimerizar, y el polvo, resina de polimetilmetacrilato prepolimerizada, en forma de pequeñas perlas. Cuando el líquido y el polvo se mezclan en una proporción adecuada, se consigue una masa moldeable. Posteriormente, el material se introduce en un molde con la forma deseada y se polimeriza. Tras completar el proceso de polimerización, se extrae la prótesis resultante y se prepara para su entrega al dentista y el paciente.

Resinas termopolimerizables para base de prótesis y F.O.

Los materiales termopolimerizables se emplean para la fabricación de casi todas las bases protésicas y férulas oclusales. La energía térmica necesaria para la polimerización de dichos materiales puede mantenerse empleando un baño de agua (curado a caldo), o en horno de microondas. Se incidirá específicamente especialmente en estos sistemas de termopolimerización debida a la frecuencia de uso de prótesis.

Composición

Las resinas de polimetilmetacrilato están constituidas por polvo y líquido. El polvo consta de esferas prepolimerizadas de polimetilmetacrilato y una pequeña cantidad de *peróxido de benzoilo*, el cual es responsable del comienzo del proceso de polimerización, y se le denomina **iniciador**. El líquido es metilmetacrilato predominantemente no polimerizado, con pequeñas cantidades de hidroquinona. La *hidroquinona* se añade como inhibidor y evita la polimerización no deseada o <<fraguado>> del líquido durante su almacenamiento.

También puede añadirse un agente de entrecruzamiento al líquido. El *dimetacrilato* de glicol es química y estructuralmente similar al metilmetacrilato y, por tanto, puede ser incorporado en las cadenas poliméricas en crecimiento. Es importante señalar que, aunque el metilmetacrilato posee un doble enlace carbono-carbono por molécula, el dimetacrilato de glicol puede servir como <<punte>> o <<travesaño>> que une dos cadenas poliméricas. Si se incluye suficiente dimetacrilato de glicol en la mezcla, pueden formarse varias interconexiones. El polímero obtenido de esta forma da lugar a una estructura reticular que confiere una gran resistencia a la deformación. Los agentes de entrecruzamiento se incorporan en el componente líquido a una concentración del 1 al 2% en volumen.

Almacenamiento

Los fabricantes de resinas termopolimerizables recomiendan, en general, una temperatura y unos límites de tiempo específicos para el almacenamiento. El

seguimiento estricto de dichas recomendaciones es esencial ya que, si no se cumple, los componentes pueden sufrir cambios que afecten a las propiedades químicas y físicas de las bases protésicas fabricadas y F.O. (FÉRULAS OCLUSALES).

Técnica de moldeado por compresión

Como norma, a las resinas termopolimerizables para base de prótesis y F.O. se les da forma mediante el moldeado por compresión, por lo que dicha técnica será descrita en detalle.

Preparación del molde

Antes de la preparación del molde debe encerarse el modelo con la forma de la férula de manera que se cumpla los requisitos estéticos y funcionales (registrando con un papel testigo y en la boca del paciente los movimientos de lateralidad, céntrica y protrusiva). Todo ello requiere una precisión absoluta en la toma de las impresiones, el vaciado del modelo, la confección de la férula diseñada en cera, el montaje en articulador, el encerado. Cuando se han obtenido estos objetivos, el encerado de la férula se fija sobre el modelo maestro.

En esta etapa, se retiran del articulador el modelo maestro. Se recubre el modelo con una capa delgada de separador para evitar la adherencia del yeso piedra durante el enmuflado. La parte inferior de la mufla se rellena con yeso, recién mezclado y se coloca el modelo maestro dentro de dicha mezcla. Se da forma al yeso con el fin de facilitar la eliminación de la cera, el

empaquetado y el desenmuflado. Tras alcanzar un fraguado inicial, se recubre el yeso piedra con un separador apropiado.

La parte superior de la mufla seleccionada para la prótesis se coloca entonces sobre la parte inferior de la misma se aplica un agente tensoactivo sobre las superficies expuestas de cera y se prepara una segunda mezcla de yeso piedra, la cual se vierte sobre la mufla teniendo cuidado de asegurarse de que el yeso del revestimiento entra en íntimo contacto con todas las superficies externas. Se añade yeso de revestimiento hasta que toda la superficie de la férula modelada se encuentra completamente cubierta. La superficie esta expuesta de forma mínima con el fin de facilitar el posterior proceso de desenmuflado. Se espera que el yeso fragüe y se recubre con separador.

En este momento, se mezcla una nueva cantidad de yeso piedra y se rellena el resto de la mufla. Se coloca suavemente la tapa de la mufla y se deja que el yeso fragüe.

Tras completarse el fraguado, deben eliminarse del molde la férula modelada y la cera en su totalidad. Para llevar a cabo este paso, se sumerge la mufla en agua hirviendo durante 4 minutos, tras lo cual se recupera la mufla del agua y se separan los distintos segmentos. La cera reblandecida permanece en la parte inferior de la mufla, mientras que la huella de la férula queda inscrita en el yeso de revestimiento del segmento restante. La cera reblandecida debe retirarse con mucho cuidado de la superficie del molde. La cera residual se elimina mediante un disolvente de cera. Después se limpia el

molde con una solución detergente suave y se aclara con agua hirviendo.

(6,7)

Selección y aplicación de un medio de separación

El siguiente paso en la confección de la férula es la aplicación de un medio de separación apropiado sobre las paredes del molde, con el fin de evitar el contacto directo entre la resina y la superficie del molde. Los errores en el empleo de un medio de separación apropiado pueden llevar a dos dificultades principales: 1) si se deja que el agua se difunda desde la superficie del molde hasta la base de resina de la prótesis, puede influir en la tasa de polimerización, así como en las propiedades físicas de la férula resultante. 2) Si se deja que el polímero disuelto o el monómero libre bañe el interior del molde, podrían fusionarse ciertas partes del medio de revestimiento con la base de la prótesis. Estas dificultades comprometen a menudo las propiedades físicas y estéticas de la férula confeccionada.

Proporción polímero-monómero

Al momento de confeccionar la férula con un buen ajuste y libre de retenciones, así como propiedades físicas adecuadas, tiene una importancia considerable emplear una adecuada proporción de polímero y monómero.

La mayor parte de los sistemas de resina para base de prótesis y férulas están compuestos por polvo y líquido. El polvo consiste en perlas de polimetilmetacrilato, a las que comúnmente se denominan polímero. El líquido contiene metilmetacrilato sin polimerizar y, por tanto se le denomina monómero. Cuando el polvo y el líquido se mezclan en una proporción

adecuada se obtiene una masa. La proporción aceptada entre polímero y monómero es de 3 a 1 en volumen, lo que proporciona suficiente monómero para humedecer consistentemente las partículas de polímero, pero sin crear un exceso de monómero libre que favorezca una mayor contracción de polimerización. Empleando dicha proporción 3:1 puede limitarse la concentración volumétrica a un 6% aproximadamente (concentración lineal de 0.5%).

Interacción polímero- monómero

Cuando se mezcla el monómero y el polímero en proporciones adecuadas, se produce una masa fácil de manejar. Tras dejarla en reposo, dicha masa pasa por cinco etapas diferentes: 1) *granulosa*, 2) *filamentosa*, 3) *pastosa*, 4) *gomosa o elástica*, 5) *rígida*.

Durante la etapa granulosa, a nivel molecular las interacciones son escasas o nulas. Las perlas poliméricas permanecen inalteradas y la consistencia de la mezcla puede describirse como <<grosera>> o <<granulosa>>. Después, la mezcla pasa a una etapa *filamentosa*, durante la cual, el monómero ataca a la superficie de cada perla polimérica y algunas cadenas de polímero se dispersan en el monómero líquido. Dichas cadenas se desarrollan, lo que da lugar a un incremento de la viscosidad de la mezcla. Esta etapa se caracteriza por la <<filamentosidad >> o <<adhesividad>> cuando el material se toca o se estira.

A continuación, la mezcla pasa a una etapa *pastosa*. A nivel molecular, entra en la solución una cantidad creciente de cadenas poliméricas, de modo que

se forma un mar de monómero y polímero disuelto. Es importante señalar que también persiste una gran cantidad de polímero sin disolver. Desde un punto de vista clínico, la mezcla se comporta como una pasta flexible, que ya no es pegajosa y no se adhiere a las superficies del vaso de mezclado o a la espátula. Las características físicas y químicas mostradas durante las últimas fases de esta etapa son ideales para el modelado por compresión. Es en este momento cuando el material debería de introducirse en el molde, es decir, durante las últimas fases de la etapa de pasta.

Tras dicha etapa pastosa, la mezcla entra en una fase gomosa o elástica. El monómero desaparece por evaporación y por su mayor penetración en las perlas poliméricas restantes. Durante su uso clínico, la pasta recupera su forma cuando se comprime o se estira. Puesto que dicha pasta ya no puede fluir libremente con el fin de adoptar la forma del recipiente que la contiene, no puede ser moldeado mediante técnicas convencionales de compresión.

Después de un amplio periodo de tiempo, la mezcla se vuelve *rígida*, lo que puede atribuirse a la evaporación del monómero libre. Desde un punto de vista clínico, la mezcla parece muy seca y es resistente a la deformación mecánica.

Tiempo de deformación de pasta

El tiempo necesario para que la mezcla de resina llegue a la fase pastosa se denomina *tiempo de formación de pasta*. La especificación n.º 12 del American National Standards Institute/ American Dental Associations (ANSI/ADA), referente a resinas para base de prótesis, exige que esta

consistencia se consiga en menos de 40 minutos desde el comienzo del proceso de mezclado. En su aplicación clínica, la mayoría de las resinas alcanzan una consistencia pastosa en menos de 10 minutos.

Tiempo de trabajo

Se define el *tiempo de trabajo* como aquél en el que un material para base de prótesis permanece en un estado pastoso. Este periodo es crítico para el proceso de moldeado por compresión. La especificación n.º 12 de la ANSI/ADA exige que la pasta se mantenga moldeable durante, al menos, 5 minutos.

La temperatura ambiente afecta al tiempo de trabajo. De este modo, el tiempo de trabajo de una resina para prótesis puede alargarse mediante la refrigeración. Un inconveniente significativo asociado con esta técnica es que la humedad puede considerarse sobre la resina cuando se saca del frigorífico. La presencia de humedad puede degradar las propiedades físicas y estéticas de una resina ya procesada. La contaminación con humedad puede evitarse almacenando la resina en un recipiente al vacío. Una vez fuera del frigorífico, no debe abrirse dicho recipiente hasta que alcance la temperatura ambiente.

Empaquetado

La colocación y adaptación de la resina para la elaboración de una férula oclusal en el molde se denomina *empaquetado*. Este proceso representa uno de los pasos más críticos en la confección de una férula. Es esencial que el molde sea rellenado de forma adecuada en el momento de la polimerización.

La colocación de demasiado material, es decir, el <<sobreempaquetamiento>>, hace que la férula presente un grosor excesivo y provoca la mal posición y engrosamiento de la misma. Por el contrario el empleo de escaso material, es decir, el <<subempaquetamiento>>, hace que la férula posea una porosidad fácilmente objetivable. Con el fin de reducir al máxima la posibilidad de un sobre o subempaquetamiento, este proceso se realiza en el molde en varios pasos.

Como ya se menciona se debe de llevar en varios pasos el procedimiento de empaquetado y durante el tiempo en que la resina se encuentra en su etapa pastosa. La resina se extrae de su recipiente de mezclado y se enrolla para conseguir una forma alargada, tras lo cual se dobla para dar lugar a una forma de herradura, procurando manipular el material con las manos perfectamente limpias o usando guantes de polietileno para evitar contaminar la resina y se coloca en la parte de la mufla que presenta el espacio de la férula, y se vuelve a montar la mufla.

El conjunto de la mufla se coloca en una prensa diseñada específicamente para este cometido, y se aplica presión en forma creciente. La aplicación lenta de presión permite que la pasta de resina fluya por toda la cavidad del molde. El material en exceso es rechazado a la periferia. La aplicación de presión continúa hasta que se cierra firmemente la mufla.

Existirán excesos de resina en las zonas relativamente planas que rodean al molde. Esta resina en exceso se denomina rebaba. La cual se retira de la mufla con un instrumento ligeramente redondeado.

Se lleva la mufla a una prensa convencional y se realiza otro intento de cierre de forma que en la mayoría de los casos, la mufla puede cerrarse por completo en este segundo intento, Teniendo especial cuidado de no exceder la fuerza para llevar a cabo este cierre, pero observando que no quede ninguna rebaba en la periferia de la mufla. Al final se lleva a curado en una olla para cocido de la misma.

Técnica de moldeado por inyección

Además de utilizar las técnicas de moldeado por compresión, las férulas al igual que las bases protésicas se pueden realizar por un sistema de inyección, utilizando una mufla diseñada específicamente para ese cometido. Se rellena la mitad de la mufla con yeso piedra recién mezclado y se introduce el modelo maestro en el yeso, el cual se conforma de manera adecuada y se deja que fragüe. Seguidamente se unen los bebederos (cueles) al diseño de cera de la férula. Se coloca la parte restante de la mufla y se completa el proceso de revestimiento. La eliminación de la cera se lleva a cabo según se ha descrito previamente, y se vuelve a montar la mufla. Luego esta es llevada a una brida (prensa), que mantiene la presión sobre el conjunto durante la introducción y el procesado de la resina. Tras finalizar estos pasos, la resina se inyecta en el molde.

Cuando se utiliza una mezcla polvo líquido, la resina se mezcla e introduce en un molde mantenido a temperatura ambiente, tras lo cual se coloca la mufla en un baño térmico para la polimerización de la resina para la férula. A medida que polimeriza el material, se introduce mas resina en el molde, de

forma que se compensan los efectos de la contracción por polimerización. Una vez finalizado este proceso se extrae la férula, se ajusta, se acaba y se pule.

Procedimiento de polimerización

Como se ha mencionado las resinas para bases y férulas oclusales contienen generalmente peróxido de benzoilo. Cuando se calientan por arriba de los 60 C°, las moléculas de peróxido de benzoílo se descomponen para dar lugar a especies eléctricamente neutras que contienen electrones no apareados; dichas especies se denominan *radicales libres*. Cada radical libre reacciona rápidamente con una molécula de monómero que se encuentra a su alcance para dar lugar al inicio de la polimerización por crecimiento de cadena. Puesto que el producto de la reacción posee también un electrón no apareado, permanece químicamente activo, por lo que una nueva molécula de monómero se unirá a cada cadena polimérica. Este proceso se produce muy rápidamente y finaliza ya sea mediante 1) acoplamiento de dos cadenas en crecimiento (es decir, combinación) o 2) por medio de la transferencia en un solo ion hidrogeno de una cadena a otra.

En el sistema que se esta comentando, se necesita calor para provocar la descomposición de las moléculas de peróxido de benzoilo, por lo que dicho *calor* se considera el activador. La descomposición de las moléculas de peróxido de benzoilo da lugar a radicales libres que son responsables de la iniciación del crecimiento de la cadena, por lo que dicha sustancia, el peróxido de benzoilo, se denomina iniciador.

Durante la confección de la férula, se aplica calor a la resina sumergiendo la mufla con la brida en un baño de agua. Después se calienta el agua a una temperatura predeterminada y se mantiene de este modo el tiempo recomendado por el fabricante.

Elevación de la temperatura

La polimerización de las resinas para férulas oclusales es exotérmica y la cantidad de calor producido influye en las propiedades de las bases ya confeccionadas.

A medida que la resina alcanza una temperatura ligeramente superior a los 70 C°, su temperatura empieza a subir rápidamente. A su vez, también aumenta de forma significativa la tasa de descomposición del peróxido de benzoilo. Esta secuencia de acontecimientos conduce a una mayor tasa de polimerización y a un aumento concomitante del calor exotérmico de la reacción. Puesto que la resina y el yeso piedra dental son conductores térmicos relativamente malos, no puede disiparse el calor de la reacción, por lo que la temperatura de la resina supera el punto de ebullición del monómero (100,8 C°). Este incremento de temperatura da lugar a efectos significativos en las características físicas de las resinas ya procesadas.

Porosidad interna

Como se ha visto, el proceso de polimerización es exotérmico. Si la temperatura de la resina supera el punto de ebullición del monómero sin reaccionar y/o del polímero (s) de bajo peso molecular, estos componentes pueden evaporarse.

Clínicamente, la ebullición da lugar a porosidad en el interior de la férula confeccionada. Dicha porosidad no se observara habitualmente en la superficie de la férula. EL calor generado como resultado de la polimerización se trasmite por toda la superficie de la resina y hacia el yeso de revestimiento que rodea todo el material, lo que conlleva que el calor se disipe y que la temperatura de la superficie de la resina no alcance el punto de ebullición del monómero.

Puesto que la resina es un pésimo conductor térmico, el calor, generado en una porción gruesa de resina no puede disiparse, lo que dará como resultado que la temperatura máxima de la resina pueda elevarse muy por encima del punto de ebullición del monómero, lo que causa la evaporación del monómero sin reaccionar y provoca porosidad en el interior de la férula confeccionada.

Ciclo de polimerización

El proceso de calentamiento utilizado para controlar la polimerización se denomina *ciclo de polimerización o de fraguado*. De forma ideal, este proceso debería estar bien controlado para evitar los efectos del aumento descontrolado de la temperatura, como son la evaporación del monómero o la porosidad de la base protésica.

Afortunadamente este proceso puede controlarse mediante el calentamiento más lento de la resina durante el ciclo de polimerización.

Una de las técnicas implica el procesado de la resina en un baño de agua a una temperatura constante de 74 Cº (165 Fº) durante ocho o mas horas sin

ningún paso final de hervido. Una segunda técnica consiste en el procesamiento en un baño térmico a 74 C° durante 8 horas, y luego aumentar la temperatura hasta los 100 C° durante 1 hora. Una tercera técnica conlleva el tratamiento de la resina a 74 C° durante 2 horas, aproximadamente y luego aumentar la temperatura del baño de agua hasta los 100 C° y mantenerlo durante 1 hora.

Tras finalizar el ciclo de polimerización elegido, debe enfriarse la mufla de forma paulatina a temperatura ambiente, ya que el enfriamiento rápido puede dar lugar a una deformación de la férula debido a las diferencias en la contracción térmica entre la resina y el yeso piedra de revestimiento.

Resinas quimiopolimerizables para la elaboración de férulas oclusales

Independientemente de utilizar el calor el cual conlleva a la descomposición del peróxido de benzoilo y la producción de radicales libres, los cuales inician la polimerización.

También pueden emplearse *activadores químicos* para inducir la polimerización de la férula. Dicha activación química no requiere la aplicación de energía térmica y por tanto, puede ser completada a temperatura ambiente. Como resultado las resinas quimiopolimerizables a menudo también se denominan también resinas de *fraguado en frío, autofraguables o autopolimerizables*.

En la mayoría de los casos, la activación química se lleva a cabo mediante la adición al líquido (es decir, al monómero) de una amina terciaria, como el dimetil-*para*-toluidina. Tras mezclar el polvo y el líquido, la amina terciaria

causa la descomposición del peróxido de benzoilo, por lo que se producen radicales libres que inician la polimerización, la cual avanza de forma similar a la descrita para los sistemas termopolimerizables.

Como regla general, el grado de polimerización obtenido utilizando resinas quimiopolimerizables no es tan completo como el conseguido con los sistemas termopolimerizables, lo que indica que existe una mayor cantidad de monómero sin reaccionar en las bases protésicas fabricadas mediante activación química. Este monómero sin reaccionar crea dos dificultades importantes. En primer lugar, actúa como un plastificante que da como resultado una disminución en el sistema transversal de la resina, en segundo lugar, el monómero residual actúa como posible irritante tisular, lo que compromete en cierto modo la biocompatibilidad de la base protésica.

Desde un punto de vista físico, las resinas quimiopolimerizables muestran una contracción ligeramente menor que las correspondientes termopolimerizables, lo que confiere mayor precisión dimensional a las resinas activadas químicamente.

La estabilidad del color de las resinas quimiopolimerizables es generalmente inferior a la de las termopolimerizables. Esta propiedad se relaciona con la presencia de aminas terciarias en las resinas de activación química. Dichas aminas son susceptibles de oxidación y de los consiguientes cambios de color que alteran el aspecto de la resina. La recoloración de las mismas puede reducirse mediante la adición de agentes estabilizantes que eviten dicha oxidación.

Las resinas quimiopolimerizables suelen ser moldeadas bajo la misma técnica de enmuflado así como el mezclado y aplicación de la resina solo presenta una diferencia que como ya se menciona es por medios de polimerización distintos ya que el iniciador es diferente.

Técnica de la resina fluida

La *técnica de la resina fluida* emplea una resina quimiopolimerizable que puede verterse para la confección de bases protésicas Así como la elaboración de F.O. La resina se presenta en forma de polvo y liquido que, al mezclarse en las propiedades adecuadas, dan lugar a una resina de baja viscosidad. Esta se vierte en una mufla duplicadora bajo una presión superior a la atmosférica y se deja que se polimerice

La técnica apropiada es la siguiente. Se realiza el diseño de la férula sobre el modelo maestro, la cual se lleva a boca y se toman los registros en céntricos para su ajuste en articulador. Ya obteniendo la confección de la férula se enmufla con diseño específico (mufla duplicadora). La mufla se llena con un medio de revestimiento de hidrocoloide reversible(New-flex) y se enfría todo el conjunto. Tras la gelación del hidrocoloide, se retira el modelo de la mufla retirando el encerado y se vuelve a ensamblar y se cortan los bebederos y los respiraderos con un sacabocados desde la superficie de la mufla hasta el modelo.

Se mezcla la resina siguiendo las instrucciones del fabricante y se vierte en el molde a través de los bebederos. A continuación se coloca la mufla en una cámara a presión (p.ej., una olla de presión) a temperatura ambiente, y se

deja que la resina se polimerice. Se menciona que se requieren de 30 a 45 minutos, para la polimerización

Tras finalizar el proceso de polimerización, se retira la prótesis de la mufla y se quitan los bebederos. El conjunto modelo férula se monta nuevamente en el articulador para corregir los cambios derivados del procesado, tras lo cual la férula se recorta, se ajusta y se pule, al final la férula debe conservarse en agua para evitar su deshidratación y deformación.

Ventajas

Las ventajas señaladas para la técnica de la resina fluida son: 1) mejor adaptación a superficie de los dientes. 2) menor deterioro de la mufla durante el desenmuflado, 3) reducción de los gastos en los materiales y 4) simplificación de los procedimientos de enmuflado, desenmuflado y acabado.

Desventajas

Las posibles desventajas de esta técnica de resina fluida son: 1) desplazamiento del modelo durante el procesado o ruptura del material de revestimiento, 2) atrapamiento de aire dentro del material de la férula, 3) técnica sensible.

En general, las férulas oclusales confeccionadas de este modo muestran propiedades físicas y mecánicas algo inferiores a las de las resinas convencionales termopolimerizables. No obstante, pueden obtenerse férulas clínicamente aceptables utilizando resinas fluidas. ^(6,7)

IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las férulas oclusales son dispositivos protésicos utilizados con mucha frecuencia para tratar los factores etiológicos causales en los desordenes temporomandibulares, así como para el diagnóstico de estos, pero una elección equivocada del material utilizado, en la elaboración de estas férulas se traduce en la posibilidad de fractura y/o desgaste de esta.

Motivo por el cual nos llevo a realizar las pruebas mecánicas (flexión y modulo de Young) de los acrílicos utilizados para la elaboración de las férulas oclusales. Por lo tanto: ¿Cuál de los tres tipos de acrílicos presenta las propiedades mecánicas más confiables para la elaboración de férulas oclusales?

V. JUSTIFICACIÓN

Debido a la gran diversidad de materiales dentales existentes en el mercado, para la fabricación de férulas oclusales y la poca información de sus propiedades, es necesario examinar cualitativamente sus propiedades mecánicas para elegir en base a estas características el material más apropiado para la elaboración de férulas oclusales. Considerando los requisitos, ventajas, desventajas, tiempo de elaboración, costo, durabilidad, apariencia estética y propiedades mecánicas de los 3 tipos de acrílicos (autopolimerizable, termopolimerizable y fluíd) de la casa NIC-TONE.

VI. OBJETIVO GENERAL

Valorar las propiedades mecánicas de los tres tipos de acrílicos de la casa NIC-TONE para la elaboración de férulas oclusales.

VI.1 ESPECÍFICO

Comprobar cual de los tres tipos de acrílicos de la casa NIC-TONE es el más apropiado para la elaboración de férulas oclusales.

VII. MÉTODO

Se realizaron pruebas flexurales a 30 muestras, para diferenciar la resistencia a la fractura y deformación de los tres diferentes tipos de acrílicos, con la prueba de flexión en la máquina de pruebas universales INSTRON, ubicada en el laboratorio de materiales dentales de la División de Estudios de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.

Procedimiento:

Para realizar este estudio se realizaron 10 muestras de cada uno de los sistemas requeridos los cuales serán descritos a continuación.

Para obtener las muestras de dos de los acrílicos se realizó con el sistema tradicional de enfrascado (termocurable y autocurable). Se realizó el modelado de las muestras en cera rosa (Novel Wax), las cuales presentaron su diseño con las siguientes medidas 2mmx2mmx20mm, ya delimitadas en

forma y tamaño, se procedió a enfrascarlas, con el procedimiento convencional para el acrilizado, después del enfrascado se procedió realizar el descencerado con agua a ebullición durante 5 minutos para posteriormente lavar perfectamente las huellas de cera con la forma deseada, al finalizar, toda esta parte expuesta se le aplico con un pincel(#7 Rodin)separador yeso/acrílico (Al-Cote) colocado en varias capas y se dejo secar. Se mezclo el acrílico auto y termopolimerizable en contenedores diferentes siguiendo las indicaciones del fabricante, ya alcanzada su etapa elástica se coloco el material en la mufla para su prensado. Para el acrílico autopolimerizable se realizo el curado de banco en frío por espacio de 1 hora a temperatura ambiente. Para el acrílico termopolimerizable se procedió a realizar el prensado en la prensa hidráulica a 250 bar de presión para posteriormente llevarlo a la prensa mecánica, la mufla se llevo al curado a caldo a una temperatura de 70 C° durante 2 horas, se dejo enfriar a temperatura ambiente. Se retiro posteriormente de la mufla y se le dio el terminado al alto brillo con el kit de pulimento. .^(6,)

Resina fluida.

Concluida la confección de la muestra en cera novel-wax se calienta el gel duplicador en un recipiente de metal hasta obtener una consistencia fluida, mientras tanto se realiza la preparación de la mufla duplicadora; esto consiste en colocar dentro las muestras en cera dejando unos cueles de cera para el mejor desalojo del mismo. En cuanto de obtiene la consistencia adecuada del gel duplicador se produce a vaciarlo dentro la mufla duplicadora y se deja gelificar dentro de hielo (acelerar el gelificado rápido).

Una vez gelificado el material de duplicado, se retira las muestras con sumo cuidado y se retira la cera, se coloca de nuevo en su posición la mufla con el gel duplicador, y se realizan unos orificios en el gel duplicador (bebederos) de tal manera que entre por ahí la resina fluida, estos se hacen con los tubos que se proporcionan con la mufla y se hacen desde los orificios que tiene la mufla hasta llegar a lo que en futuro será la férula en resina y se procede a preparar la resina Fluid Nic Tone.

La preparación de la resina se hace de acuerdo a las instrucciones del fabricante, cuando se obtiene la consistencia adecuada de la resina, se procede a vaciarlo dentro de la mufla duplicadora por medio de los bebederos que se hicieron anteriormente. Para un mejor resultado esto se realiza con ayuda de un vibrador para yeso, se hace poco a poco para así asegurarnos de que la resina entra en todo el vacío que dejó la cera.

Se hace esto, hasta que la resina llega al tope de la mufla y sale por el orificio (respiradero) que se hizo en el gel duplicador.

Realizado esto, se lleva a dentro de la olla de presión con agua precalentada a 80 C°, se cierra la olla y se le inyecta aire hasta una presión de 30 lbs/p. Se deja así durante los minutos que nos sugiere el fabricante.

Terminado el tiempo se procede a despresurizar la olla y a abrirla; se saca la mufla y se desarma para de esta manera, sacar la muestra del gel duplicador.

Al obtener la muestra se recortan los cueles y se procede a pulirla al alto brillo con el método convencional.

Para realizar las pruebas mecánicas en la máquina INSTRON.

Se llevaron las muestras al laboratorio de materiales dentales de la DEPEI.

F.O. donde se realizaron las pruebas, en la máquina universal de pruebas INSTRON, donde se obtuvieron los resultados:



Nic-tone fluid



Mufla duplicadora Nic-tone



30 libras de presión



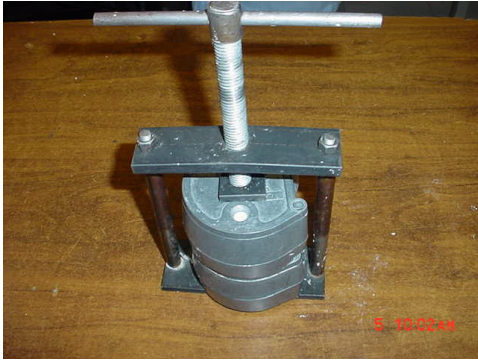
Termocurado del fluid



Elaboración de muestras



Colocación de la mufla en la brida



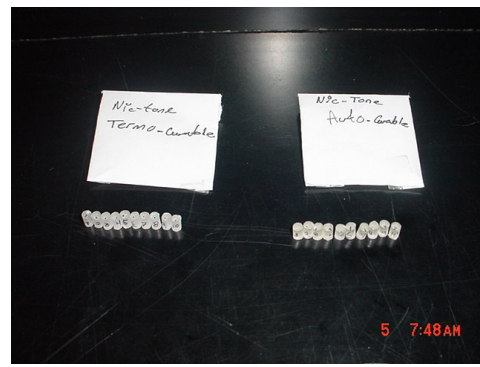
Prensado del acrílico



Muestras de acrílico



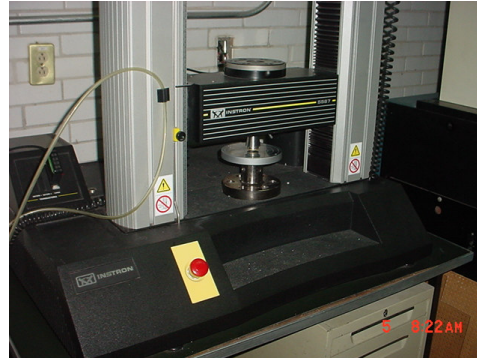
Calibración con vernier



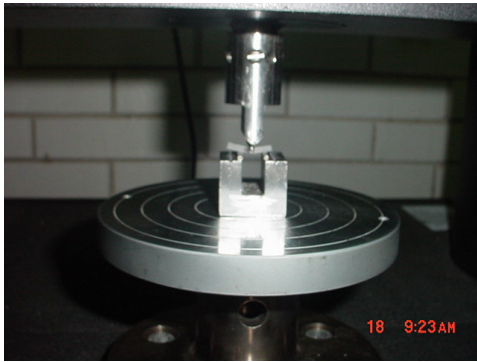
Muestras de acrílico auto y termo



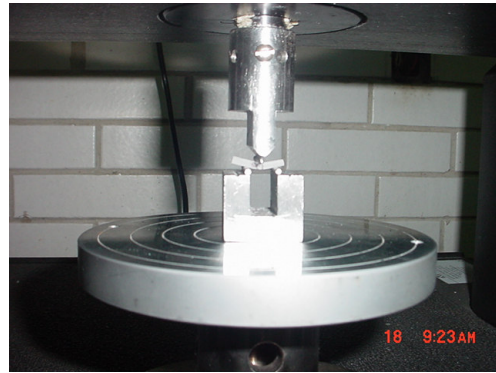
Muestras de los tres tipos



Maquina de pruebas Instron



Tensión flexural



Tensión de elasticidad

VII.1 RECURSOS MATERIALES

- 1.- Impresiones preliminares vaciadas en yeso tipo III.
- 2.- Articulador Whip-mix mod # 8500 con arco facial Whip-mix.
- 3.- Acrílico transparente normal (termo curable) Polvo/líquido NIC-TONE.
- 4.- Acrílico transparente rápido (auto curable) Polvo/líquido NIC-TONE.
- 5.- Acrílico transparente fluíd (resina fluida) Polvo/líquido NIC-TONE.
- 6.- Cera rosa para bases Novel-wax .

- 7.- Separador acrílico/yeso Al-cote Caulk.
- 8.- Hidrocoloide reversible New-flex MDC dental.
- 9.- 2 Muflas para enfrascado Karvin.
- 10.- Mufla duplicadora para sistema Fluid NIC-TONE.
- 11.- Yeso tipo I.
- 12.- Parrilla eléctrica y contenedor de 1 litro para la elaboración del hidrocoloide reversible.
- 13.- Prensa mecánica.
- 14.- Prensa hidráulica Hydrotix Bego.
- 15.- Espátulas para encerado 7-A, 30 hiu-fridey, Lecron hiu-fridey
- 16.- Espátula para yeso, alginato.
- 17.- Taza de hule.
- 18.- Dispensadores para medición y mezcla, para acrílico.
- 19.- Kit para pulir acrílico.
- 20.- Fresones, discos y piedras montadas para acrílicos de diversas formas.
- 21.- Motor de banco Baldor de doble flecha de baja velocidad.
- 22.- Olla para presurizar. Modificada. (Ekco) de 5 litros.
- 23.- Pincel del # 7 (Rodin) mediano de cerda natural.
- 24.- campos, guantes, bata de laboratorio y lentes de protección.
- 25.- Vernier digital (Max cal)
- 26.- Maquina universal de pruebas INSTRON.

VII.2 TIPO DE ESTUDIO

Experimental

VII.3 TAMAÑO DE LA MUESTRA

30 muestras agrupadas en 3 grupos de 10 cada una. Para cada tipo de material utilizado. Con una medida: de aproximadamente 2mm X 2mm X 20mm de longitud

VII.4 VARIABLE INDEPENDIENTE

Tipo de acrílico

VII.5 VARIABLE DEPENDIENTE

Tensión fluencia (tensión flexural) y modulo de Young (elástico)

VIII. RESULTADOS

Análisis estadístico conforme a los datos obtenidos en el laboratorio de materiales dentales DEPEI. F.O. a las 30 muestras agrupadas en tres grupos de 10 para cada tipo de acrílico sometidas a pruebas de flexión y modulo elástico en la INSTRON para posteriormente procesar los datos en el programa spss y así mostrar los siguientes resultados

No	TENSIÓN FLEXURAL		
	AUTO	TERMO	FLUID
1	98,005	138,047	120,141
2	98,136	126,127	110,061
3	92,559	127,998	109,437
4	207,139	65,375	118,442
5	91,362	120,501	126,019
6	92,082	133,881	113,426
7	40,76	119,452	114,936
8	101,277	150,08	125,28
9	74,095	142,309	128,253
10	101,041	155,339	166,384
PROM	99,65	127,91	123,24
VAR	1762,31	625,54	273,39
DE	DE=D18	25,01	16,53

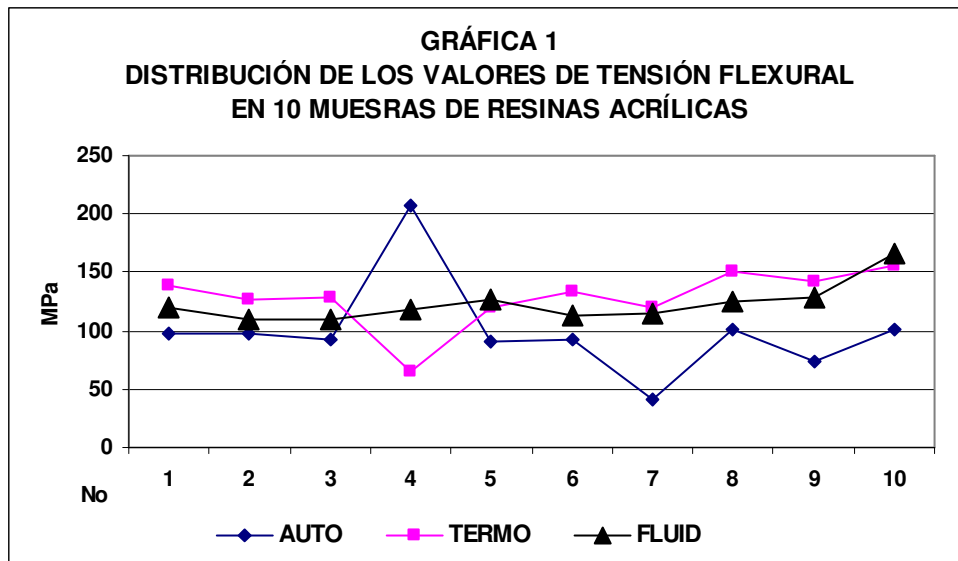
Los resultados obtenidos en la prueba de tensión flexural son los mostrados en la tabla anterior en la que nos muestra que los valores mas estables son los obtenidos con el acrílico termocurable teniendo un valor promedio de las muestras de 127.91 MPa, la resina fluida obteniendo un valor promedio de

123.24MPa, y con el valor mas bajo el acrílico auto curable con un promedio de 99.65 MPa.

No	MODULO		
	AUTO	TERMO	FLUID
1	2044,944	2845,55	2326,97
2	2134,38	2746,96	2504,92
3	1896	2659,54	2202,31
4	5698,66	2281,97	2351,72
5	1899,73	2186,81	2560,76
6	1765,79	2312,56	3008,92
7	3196,93	2282,21	2001,12
8	2483,09	2786,56	2027,08
9	1875,88	2596,57	2004,27
10	2151,37	2805,81	2793,5
PROM	2514,68	2550,45	2378,16
VAR	1425699,54	65949,3826	117692,125
DE	1194,03	256,81	343,06

De igual manera los resultados obtenidos en la prueba de modulo de Young nos muestran un valor mas elevado de la muestra de acrílico termo curable dando como resultado como valor promedio 2550.45 MPa. El acrílico auto curable nos dio un valor medio de 2514.68 MPa. Y en esta prueba la resina fluida arrojo un valor de 2378.16 MPa.

La grafica nos muestra un análisis comparativo de las diferentes muestras utilizadas en este estudio y se puede observar que la muestra termo curable muestra los valores mas estables y altos de los tres tipos de resinas acrílicas utilizadas en el estudio con respecto a las otras dos tipos de resina utilizadas.



Fuente directa

IX. DISCUSIÓN

Las resinas acrílicas son de gran ayuda dentro de la terapéutica odontológica. Es por ello que en este trabajo se valoró las propiedades mecánicas de las resinas, de autocurado, termocurado y la resina fluida para la confección de férulas oclusales. El análisis obtenido arrojó como resultado que hoy por hoy sigue siendo confiable para el uso destinado a la terapia oclusal, el acrílico termocurado por compresión curado a caldo, sin embargo no se puede descartar por este simple hecho a los otros materiales, que tienen propiedades semejantes utilizables para otros fines, por ejemplo el uso de acrílico fluido acorta el tiempo de trabajo y limpieza de la férula obteniendo un dispositivo estético, el acrílico autopolimerizable también es de rápida elaboración pero que no cumple con todos los requerimientos técnicos especificados por la norma y su gran porosidad lo que conlleva a retener detritus alimenticios y generar olor, sabor desagradable y causar irritación a los tejidos bucales.

X. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos por las pruebas mecánicas de flexión y elasticidad realizadas en la maquina universal de pruebas (INSTRON) a los tres tipos de acrílicos (auto, termo polimerizable y fluíd NIC-TONE) seleccionados para este estudio, demuestran contundentemente que el acrílico termopolimerizable por el método de compresión curado a caldo es el material adecuado para la elaboración de férulas oclusales sin ningún inconveniente de su uso clínico.

Sin embargo las mismas pruebas mecánicas demuestran que el acrílico fluíd es la segunda opción para la elaboración de férulas oclusales, por su estabilidad.

Es sin duda que se requiere de más pruebas mecánicas a los demás tipos de materiales dentales utilizables para la elaboración de férulas oclusales, para así poder compararlos en términos más amplios.

XI. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. - Okeson J. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares Ed Madrid Elsevier 2003.
2. - McNeill Ch. Science and practice of occlusion. Ed. Quintessence, 1997
- 3.- Annika I. H. Disfunción de la articulación temporomandibular, una guía práctica. Ed. Artes medicas 2003.
- 4.- Winkler S. Prostodoncia total México Limusa, 1999
- 5.-Boucher C. Prostodoncia total de Boucher México Interamericana
- 6.- Kenneth. A. J. Philips ciencia de los materiales dentales Madrid Elsevier 2004
- 7.- Skinner E. W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. México interamericana mcgraw-hill 1993
- 8.- Barceló S. F. H. Materiales dentales. Conocimientos básicos aplicados. México trillas 2004
- 9.- Cova N. J.L. Biomateriales dentales México Actualidades Medico Odontológicas Latinoamericana 2004.
- 10.- MONDRAGON· I.
Fique fiber-reinforced polyester composites:
Effects of fiber surface treatments on mechanical
behavior Journal of materials science **39** (2004) 3121 – 3128
- 11.-SULLIVAN A., R. HILL[□] Influence of poly(acrylic acid) molar mass on the fracture properties of glass polyalkenoate cements based on waste gasifier slags
Department of Material Science and Technology, University of Limerick, Plassey Park, Limerick, Ireland
- 12.- With Glass-fibers
Improvement of Mechanical Properties of
Oligomer-modified Acrylic Bone Cement
Journal of materials science 35 (2000) 1125 – 1134