



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---



**FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA**

VALORACIÓN FLEXURAL DEL EVA PARA LA  
FABRICACIÓN DE FÉRULAS OCLUSALES

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANO DENTISTA**

P R E S E N T A:

EDUARDO AMURABI ESCAMILLA MARTÍNEZ

TUTOR: C.D. NICOLAS PACHECO GUERRERO

MÉXICO D. F.

2007



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

A María Dolores Martínez Álvarez y Erick Escamilla Aguilar, mis papás, gracias por la educación, enseñanzas, confianza y apoyo que me dan.

A mis hermanos Ericka y Edson por su confianza y apoyo en mis estudios.

A todas las personas que fueron mis pacientes en la facultad y que tuvieron la confianza de ponerse en mis manos para poder desarrollarme profesionalmente, muchas gracias.

A la UNAM por darme la oportunidad de pertenecer a ella.

A todos mis profesores de la Clínica Periférica de Vallejo por sus buenos consejos.

Al Dr. Nicolas Pacheco Guerrero, por todos sus conocimientos pero sobre todo por su amistad y confianza.

Al Dr. Roberto Zamora, por su tiempo, conocimiento y amistad otorgados para éste trabajo.

A Karla, Octavio, César, Neto, Santiago, Noé, Memo, Adalberto, Oscar, Leticia, Bruno, May, Alejandrina, Rosa, Bety, Gaby, Ivan, Javier, Mitzu, Valeria, César Trejo, Gustavo, Luis, Josue, Edith, Israel y mis compañeros de brigada, gracias por su amistad y los buenos momentos que hemos pasado.

A mis familiares que ya partieron y me dieron entusiasmo para seguir estudiando.

**A todos ellos gracias.**

## INDICE

	PAGINA
<b>I. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>5</b>
<b>II ANTECEDENTES .....</b>	<b>13</b>
1.- PESO MOLECULAR.....	15
2.- ESTRUCTURA ESPACIAL.....	15
3.- PREPARACIÓN DEL POLÍMERO.....	16
4.- POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	17
5.- POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN .....	19
6.- DIVERSOS TIPOS DE POLIMERIZACIÓN.....	19
7.- PROPIEDADES QUE DEBE REUNIR LOS COMPUESTOS PARA FÉRULAS OCLUSALES.....	19
<b>III PROPIEDADES MECÁNICAS.....</b>	<b>21</b>
1.- RESISTENCIA.....	21
2.- FLEXIBILIDAD.....	25
3.- RESILIENCIA.....	25
4.- PROPIEDADES DE RESISTENCIA.....	26
5.- LIMITE PROPORCIONAL.....	27
6.- LIMITE ELÁSTICO.....	27
7.- DEFORMACIÓN PERMANENTE PLÁSTICA.....	28
8.- RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.....	28
9.- LONGITUD DE CADENA Y PESO MOLECULAR.....	29
10.- RAMIFICACIÓN Y ENTRECruzAMIENTO DE CADENA.....	30
11.- ESTRUCTURAS COPOLIMÉRICAS.....	30
12.- DEFORMACIÓN Y RECUPERACIÓN.....	31
13.- PROPIEDADES REOMETRICAS.....	31
14.- QUÍMICA DE LA POLIMERIZACIÓN.....	35
15.- POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	35
16.- ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.....	36
17.- POLIMERIZACIÓN ESCALONADA.....	40
18.- COPOLIMEROS DE ETILENO CON ACETATO DE VINILO.....	43
19.- TÉCNICA GENERAL.....	47
<b>IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>52</b>
<b>V JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>52</b>
<b>VI. OBJETIVO GENERAL.....</b>	<b>52</b>

<b>VI.1 ESPECÍFICO.....</b>	<b>52</b>
<b>VII. MÉTODO.....</b>	<b>53</b>
<b>VII.1 RECURSOS MATERIALES.....</b>	<b>56</b>
<b>VII.2 TIPO DE ESTUDIO.....</b>	<b>57</b>
<b>VII.3 TAMAÑO DE MUESTRA.....</b>	<b>57</b>
<b>VII.4 VARIABLE INDEPENDIENTE.....</b>	<b>57</b>
<b>VII.5 VARIABLE DEPENDIENTE.....</b>	<b>57</b>
<b>VIII. RESULTADOS.....</b>	<b>57</b>
<b>IX DISCUSIÓN.....</b>	<b>60</b>
<b>X CONCLUSIONES.....</b>	<b>60</b>
<b>XI FUENTES DE INFORMACIÓN.....</b>	<b>62</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>64</b>

## I.- INTRODUCCIÓN

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, ruidos 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 Woóls, 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, esto demuestra una efectividad como un complemento en el tratamiento de los desordenes cráneo-mandibulares.

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, por lo general utilizamos las férulas superiores porque, a nuestro entender, son más cómodas, resistentes y fáciles de adaptar y ajustar:

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 intercuspidadación), 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 obtenidos 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.<sup>(1,2,3)</sup>

## 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 polimeros 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. <sup>(4,5)</sup>

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. <sup>(6,7)</sup> (Fig 1)

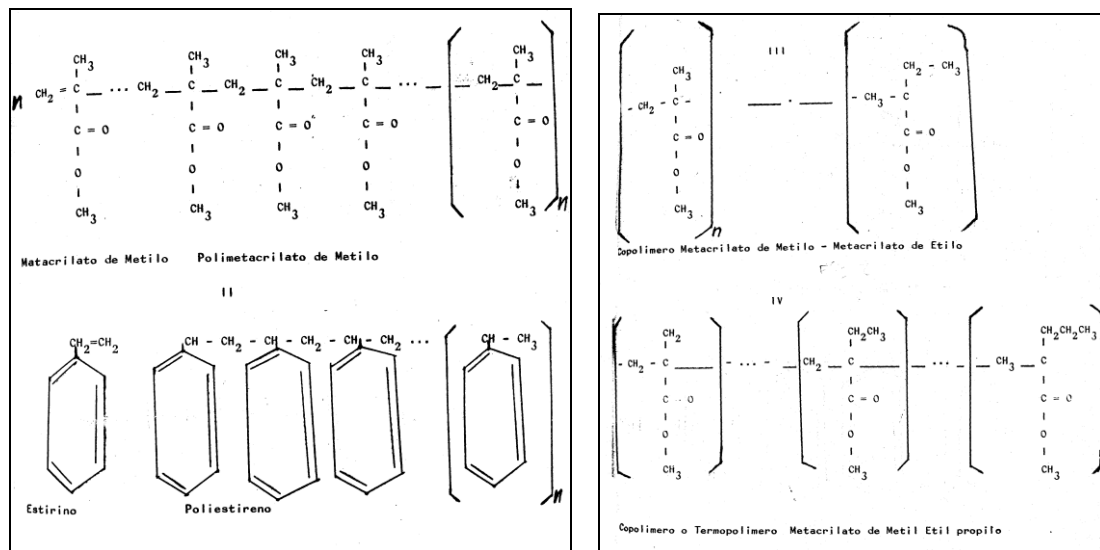


Fig. 1

## **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. <sup>(6,7)</sup>

## **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. <sup>(6,7)</sup>

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, fenolformaldehido y el polimetacrilato de metilo altamente cruzado.

### **3.-PREPARACIÓN DEL POLÍMERO**

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)

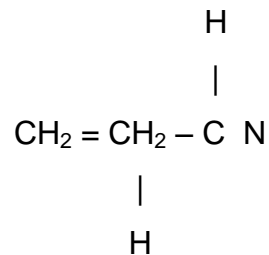


Fig. 2

El Polimetacrilato de metilo, 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-toludina, 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 catecol butil terciario, grandes cantidades de oxígeno.<sup>(6,7)</sup>

## **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, amoniaco, 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. <sup>(6,7)</sup>

## **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. <sup>(6,7)</sup>

## **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.

### 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/m<sup>2</sup>) 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.

$\Delta l$  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 a cero si eliminamos esa fuerza; sin embargo, la deformación no disminuye a cero por que 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 modulo de ruptura es una prueba de resistencia que consiste en una barra sujeta a ambos lados, o un disco sujeto sobre un circulo 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 formula 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:

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

Los elastómeros son un tercer grupo de materiales poliméricos. La industria moderna de los elastómeros se baso 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. <sup>(6,7)</sup>

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.- 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. <sup>(6,7)</sup>

### **10.- 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 si 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. <sup>(6,7)</sup>

### **11.- 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. <sup>(6,7)</sup>

### **Propiedades físicas de los polímeros.**

#### **12.- 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. <sup>(6,7)</sup>

#### **13.- 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 cuando 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. <sup>(6,7)</sup>

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. <sup>(6,7)</sup>

#### **14.- Química de la polimerización**

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

#### **15.- 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.

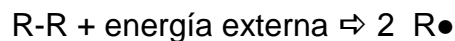
En comparación con la polimerización escalonada, la polimerización por adición puede producir fácilmente moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Durante esta polimerización no hay cambios en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómeros, sin cambio en 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. <sup>(6,7)</sup>

## 16.- 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*.

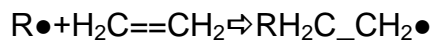
Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de **radicales libres, (R●)**. Los radicales libres se pueden generar por *activación* de las moléculas que producen radicales, empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia 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 más pronto se formaran radicales libres y en consecuencia el periodo de inducción será más corto.

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 peróxido 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 térmica 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 peróxido 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 irradiados 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 continúa 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 continúa 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 más 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 oxígeno 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 última 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.<sup>(6,7)</sup>

### **17.- 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 forma mediante la polimerización de un único tipo de unidad estructural. Sin embargo, se pueden combinar dos o más 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°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 polimetilmetacrilato 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/cm<sup>3</sup>. 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.

## **18.- COPOLIMEROS DE ETILENO CON ACETATO DE VINILO EVA**

Es un copolímero termoplástico, que tiene estabilidad dimensional, no toma mal olor o aspecto desagradable. Los nombres comerciales para éste son: Elvax, Escorene, Ultrathere. <sup>(8)</sup>

### **Propiedades del material.**

Generalmente es usado a altas temperaturas como adhesivo, se puede moldear por distintos métodos.

Inyección: para hacer piezas diversas las que requieren flexibilidad.

Soplado: para elaborar productos que resistan el agrietamiento ambiental como botellas de shampoo.

Moldeado rotatorio: se utilizan en la intemperie como placas, tuberías. <sup>(9)</sup>

Es muy resistente a la deformación y al envejecimiento, su solubilidad aumenta con el incremento de la temperatura.

### **Aplicaciones del EVA de acuerdo al contenido de vinil acetato**

Las propiedades y usos del etil vinil acetato, dependen del porcentaje de acetato de vinilo, por ejemplo: si aumenta el contenido de éste, será mas transparente y flexible.

Las propiedades y usos de estos materiales dependen del porcentaje de acetato de vinilo (VA). En general, cuanto mayor sea el contenido del VA, más transparente, suave y flexible será el copolímero.

Como el monómero de acetato de vinilo tiene una densidad bastante mayor que la del etileno, la densidad del copolímero aumenta con el mayor contenido de VA, a pesar de que su cristalinidad disminuye, así como su

temperatura de fusión junto con aumentos en la claridad óptica, resistencia al impacto, de la grieta de la tensión, flexibilidad y la adherencia a una variedad de copolímeros de substratos que contienen el acetato de vinilo del 2-18%<sup>(15)</sup>

Los copolímeros con bajo contenido en vinil acetato (1-6%) son apropiados para hacer películas, por su buena resistencia al impacto y al desgarro, así como por su alto brillo, una de sus desventajas esta la baja fuerza al sellado caliente.

Los copolímeros que contienen vinil acetato (20%), se utilizan para el moldeado de juguetes, mangueras, tubería, y aislamiento para el alambre y cable eléctrico tienen baja resistencia a la deformación y al calor.

Copolímeros que contienen vinil acetato del 20 al 30% se utilizan como mezclas con cera de parafina y de forros de alfombra y asfaltos de carretera.

Tiene excelentes fuerzas en el sellado caliente.

Por ser termoplástico lo podemos encontrar en pegamentos, derretimiento, en el sellado caliente, juguetes flexibles, tuberías, capas de alambre, guantes médicos, máscaras, muñecos de bebe. En la actualidad existen muchos grados y modificaciones de estos copolímeros de EVA. <sup>(10, 12)</sup>

### **Otras aplicaciones del EVA**

Adhesivos de fusión en caliente.

Películas para bolsas de alta resistencia al desgarro.

Películas para bolsas de alta resistencia a temperaturas bajas (bolsas para hielo).

Películas que se contraen con el calor.

Películas para invernaderos, la resistencia mecánica es menos afectada por el sol

que las del polietileno y dan servicio durante más tiempo aun cuando estén expuestas a vientos fuertes.

En coextrusiones con homopolímeros, particularmente polipropileno o polietileno de alta densidad, han tenido éxito en las envolturas para el pan y otros alimentos por su excelente brillo, retención de tintas, alta resistencia y buen sellado.<sup>(11)</sup>

Debido a su carácter polar, los copolímeros EVA tienen mayor compatibilidad con rellenos inorgánicos que los homopolímeros. Estos rellenos normalmente no se usan para reducir costos, sino para impartir propiedades especiales.

Ferrita de bario, para producir materiales magnéticos que se usan como sellos en las puertas de los refrigeradores.

Añadiendo gis se obtienen acabados mate y texturas como la del cuero.

Sulfato de bario para propósitos médicos; pequeños tubos y otras piezas.

El propósito es crear contraste para rayos X.

Mica para aislamiento acústico en placas moldeadas por compresión.

La copolimerización en general destruye la regularidad estructural y baja el grado de cristalinidad a menos que se trate de copolímeros alternados.<sup>(13)</sup>

### **Propiedades físicas y químicas.**

Estado físico a 20°C sólido (gránulos)

Color natural cristalino

Temperatura intervalo de fusión 45°C<T<85°C

Temperatura de descomposición 260°C aproximadamente

Punto de destello copa cerrada 350°C aproximadamente

Densidad 950Kg/M<sup>3</sup> <sup>(14)</sup>

## **Ventajas y desventajas del copolimero de etil vinil acetato.**

### **Ventajas:**

Baja temperatura de ablandamiento

Buenas propiedades a bajas temperaturas

Amplio intervalo de temperatura de sellado

Buena adherencia a las tintas de impresión

### **Desventajas:**

Alta permeabilidad

Malas propiedades de deslizamiento

Mucho bloqueo, una película se pega a otra

Los últimos defectos se pueden corregir con aditivos, lo cual añade el costo del material y lo vuelve menos transparente.

Se tiene que trabajar con el material a temperaturas no mayores a 200°C ya que el material pierde propiedades y se descompone por encima de los 220 a 230°C. <sup>(9)</sup>

### **Reacciones secundarias**

El copolimero EVA no debe exponerse al calor y debe de almacenarse a temperaturas menores a los 30°C, la inhalación de los polvos de EVA pueden causar una posible irritación en las vías respiratorias, cuando es manipulado a temperaturas térmicas elevadas puede causar irritación a la piel y hasta quemaduras.

## Usos de las férulas de Etil Vinil Acetato

El etil vinil acetato, es utilizado en los protectores deportivos de boxeadores, se a utilizado en tratamiento de apnea y ronquido; en férulas que estabilizan la lengua, la ventaja más importante del material es que es suave y flexible.

(16)

Ya que el material cumple con los requisitos ideales de un polímero para uso dental, por ejemplo:

No debe ser tóxico o irritante, translucidez y transparencia, capacidad para poder darle color, estabilidad de color, estabilidad dimensional.

No debe haber cambios de volumen (contracción o distorsión), debe ser impermeable en los fluidos orales y no tomar mal olor o aspecto desagradable, insolubilidad en el medio oral, no debe de poseer olor o sabor.

Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que injiere el paciente, la fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados.

La elaboración de férulas para pacientes con ronquidos, de reposicionamiento lingual son utilizadas de etil vinil acetato (EVA) y se cuenta con la aprobación de FDA desde el 28 de mayo de 2002 con el número de registro K013687 y K993381. <sup>(8)</sup>

### **19.- 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.

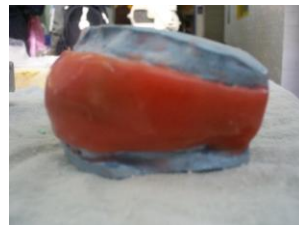
### **Técnica para elaboración de férula deportiva con EVA.**

Se toman las impresiones de ambas arcadas con alginato, se obtiene los modelos con yeso tipo III y se toma su registro de mordida con doble cera rosa dobladas a la mitad.

Se recortan los modelos, se retiran excedentes de yeso y se miden para que se puedan introducir dentro de la mufla y no tengan alguna retención o estén demasiado altos

Ya recortados los modelos son marcados con un lápiz hasta donde se desea que se extienda el material pudiendo ser hasta la encía o solamente los órganos dentarios.

Posteriormente se realiza el encerado hasta donde se marcaron los modelos, se coloca el registro de mordida entre los modelos y esta cera es recortada dejando solamente la cera que impide contacten los dientes, después por goteo de cera se va cubriendo todo el modelo hasta llenar el límite que se marcó con el lápiz.



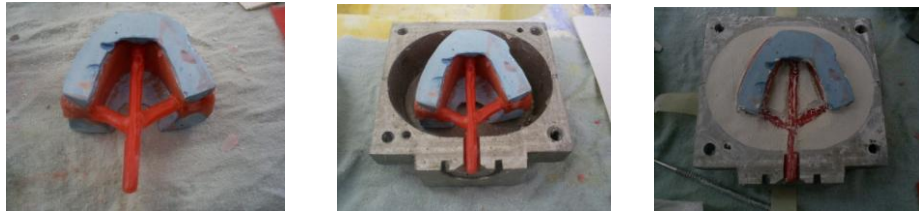


Se recortan excedentes con espátula de lecrón hasta dejar una superficie uniforme y por último se pasa el flamín para dejar la superficie lisa.

La mufla se prepara colocando vaselina en su interior para evitar que el yeso (tipo II) se quede adherido en sus paredes; hecho esto al modelo se le impregna de vaselina también para evitar que el yeso se le adhiera.



El modelo es colocado dentro la mufla y en su parte posterior en zona de molares y en la parte media se le agregan los bebederos, que posteriormente serán los cueles por donde entre el material, se va agregando yeso poco a poco haciendo vibrar la mufla para que el yeso fluya mejor.



Al yeso ya fraguado se le coloca vaselina para que se puedan desprender las partes que forman la mufla, posteriormente se cierra la mufla y se agrega el yeso faltante hasta llenarla completamente; ya hecho esto esperamos a que fragüe el yeso.



Ya lista la mufla se coloca en agua caliente para su descenderado, se abre y se lava dejándole caer el agua caliente para retirar todos los restos de cera que llegaran a quedar retenidos, posteriormente con cepillo y detergente se limpia.



### **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 el EVA y la superficie del molde. En este caso utilizaremos separador de yeso –acrílico.

## Tiempo de deformación del EVA

A 100°C durante 10 minutos.

## Técnica de moldeado por inyección

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 parrilla eléctrica para ser calentada, ésta mufla debe mantener una temperatura constante para después ser llevada a la prensa.

El EVA es colocado dentro del cartucho hasta ser llenado completamente.



Posteriormente se coloca desmoldante al cartucho para evitar retenciones dentro de la resistencia; ya colocado se conecta la resistencia y el termostato por diez minutos a una temperatura constante de 100°C; la prensa es sujeta por unos tornillos para evitar que se mueva al momento de estar inyectando, pasados los diez minutos medidos por el termostato se realiza el proceso de inyección mecánica.



#### **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; su uso se extiende en el deporte como protectores deportivos, tratamiento de apnea del sueño, férulas gnatológicas, 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 de flexión y módulo de Young en EVA para la elaboración de férulas oclusales. Por lo tanto: ¿Cuál tipo de EVA 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 sus propiedades mecánicas para elegir en base a estas características el material más apropiado para la elaboración de férulas oclusales.

## **VI. OBJETIVO GENERAL**

Valorar las propiedades mecánicas de el EVA para la elaboración de férulas oclusales.

### **VI.1 ESPECÍFICO**

Comprobar cual tipo de EVA es el más apropiado para la elaboración de férulas oclusales.

## VII. MÉTODO

Se realizaron pruebas flexurales a 28 muestras, para diferenciar la resistencia a la deformación de los dos diferentes tipos de EVA, 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 14 muestras de cada uno de los sistemas requeridos los cuales serán descritos a continuación.

Para obtener las muestras de el EVA se realizo con el sistema tradicional de enfrascado. Se realizo el modelado de 5 tablillas en cera rosa (Novel Wax), las cuales presentaron su diseño con las siguientes medidas 60mmx60mmx.5mm, ya delimitadas en forma y tamaño, se procedió a enfrascarlas, 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.

Posteriormente se inyecto el material, se dejó enfriar la mufla y se obtuvieron las tablillas, después con un suaje con medidas de 60mmx20mmx.5mm se recortaron las tablillas y se obtuvieron las muestras para realizar las pruebas mecánicas.





Mufla para inyección quatrotti



Mufla con tablilla en cera y

cueles



Mufla descencerada



Inyección del material



Tablilla de Eva cortada con suaje a medida



Muestras de EVA por inyección



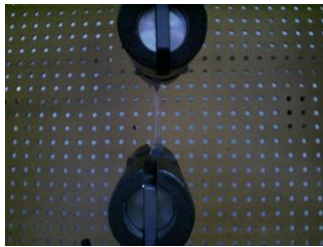
Muestras de EVA comercial



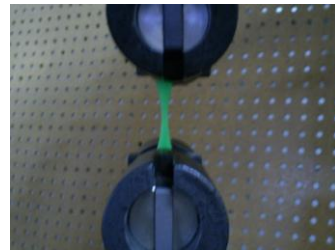
Calibración de EVA



Calibración de EVA



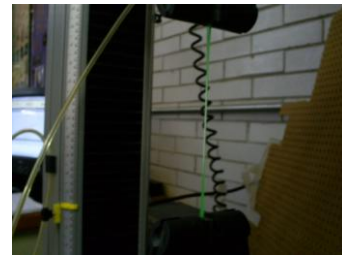
Prueba de tensión flexural  
flexural



Prueba de tensión



Límite flexural al EVA inyectado  
comercial



Límite flexural al EVA



## **VII.1 RECURSOS MATERIALES**

- 1.- Mufla para inyección modificada QUATROTTI.
- 2.- Vaselina.
- 3.- Suaje para obtener las muestras.
- 4.- Pistola industrial de aire caliente.
- 5.- Alcohol.
- 6.- Cera rosa para bases Novel-wax .
- 7.- Separador acrílico/yeso Al-cote Caulk.
- 8.- Mechero de alcohol.
- 9.- 2 Muflas para enfrascado Karvin.
- 10.- Cámara fotográfica digital.
- 11.- Yeso tipo II.
- 12.- Parrilla eléctrica.
- 13.-Prensa mecánica.
- 14.- Prensa hidráulica Hydrotix Bego.
- 15.- Espátulas para encerado 7-A, Lecron.
- 16.-Espátula para yeso, alginato.
- 17.-Taza de hule.
- 18.- Dispensadores para medición.
- 19.- Acetato de EVA Ultradent calibre No 150.
- 20.- Fresones, discos y piedras montadas para acrílicos de diversas formas.
- 21.- Motor de banco Baldor de doble flecha de baja velocidad.
- 22.- EVA en granulos para inyección.
- 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**

28 muestras agrupadas en 2 grupos de 14 cada una. Para cada tipo de material utilizado. Con una medida: de aproximadamente 60mm X 20mm X .5mm de longitud

## **VII.4 VARIABLE INDEPENDIENTE**

Tipo de EVA

## **VII.5 VARIABLE DEPENDIENTE**

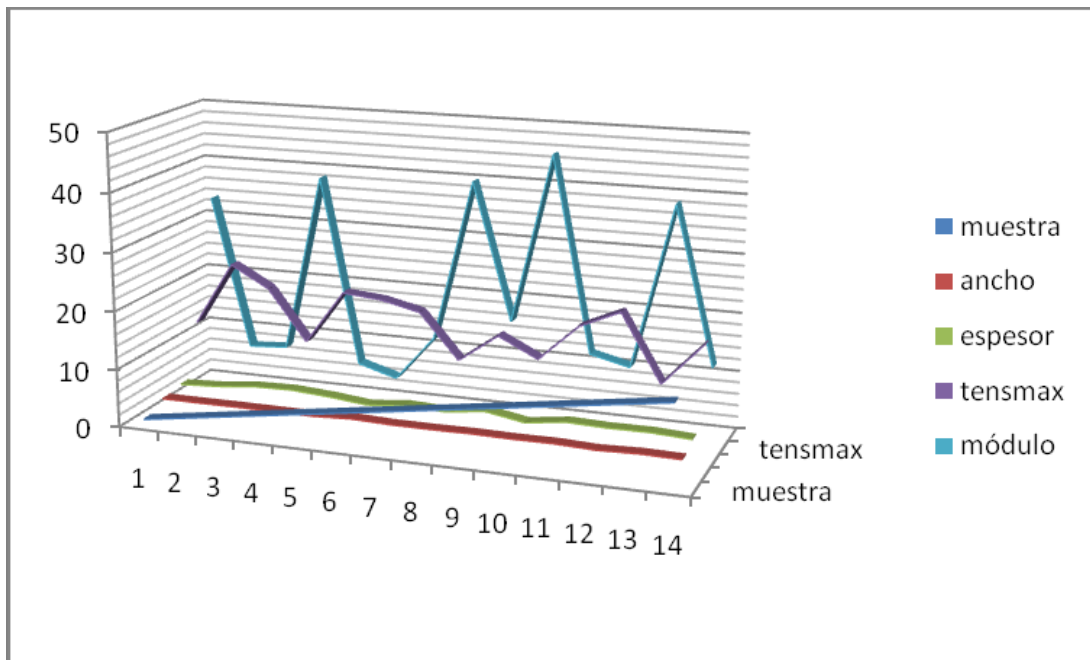
Tensión fluencia (tensión flexural, módulo de Young).

## VIII. RESULTADOS

Análisis estadístico conforme a los datos obtenidos en el laboratorio de materiales dentales DEPEI. F.O. a las 28 muestras agrupadas en dos grupos de 14 para cada tipo de EVA 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

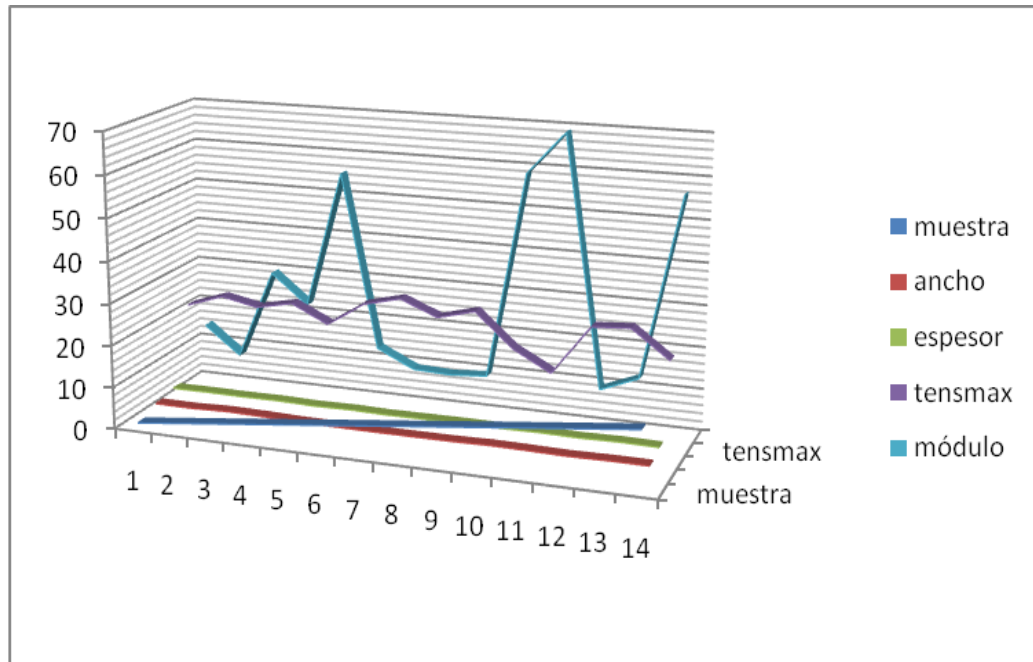
### EVA INYECTADO

muestra	Ancho	espesor	tensmax	Módulo
1	2.56	3.09	12.5	33.41
2	2.55	3.44	23.47	6.91
3	2.59	4.15	19.79	7.38
4	2.57	4.31	10.99	38.43
5	2.56	3.86	20.32	5.79
6	2.88	3.17	19.73	3.83
7	2.66	3.84	18.19	11.75
8	2.65	3.53	10.47	39.74
9	2.73	4.39	15.43	16.1
10	2.64	3.22	12.08	45.27
11	2.69	4.11	18.44	11.75
12	2.43	3.91	21.5	10.12
13	2.66	3.96	10.01	38.47
14	2.54	3.6	17.39	11.48
suma	36.71	52.58	230.31	280.43
promedio	2.62214286	3.75571429	16.4507143	20.0307143



## EVA COMERCIAL

muestra	Ancho	espesor	tensmax	módulo
1	2.76	3.7	22.09	14.42
2	2.71	3.74	25.09	7.59
3	2.99	3.67	23.29	29.41
4	2.84	3.75	25.15	22.33
5	2.61	3.53	20.89	55.47
6	2.55	3.68	26.74	13.28
7	2.51	3.5	28.97	9.02
8	2.52	3.59	25.35	8.65
9	2.56	3.64	27.71	9.33
10	2.73	3.6	19.74	58.9
11	2.64	3.74	14.91	68.97
12	2.47	3.6	26.87	9.12
13	2.62	3.78	27.48	12.82
14	2.61	3.65	20.83	56.64
suma	37.12	51.17	335.11	375.95
promedio	2.65142857	3.655	23.9364286	26.8535714



Las grafica nos muestra un análisis comparativo de las diferentes muestras utilizadas en este estudio. Los resultados obtenido en la prueba de módulo de Young nos muestra un valor más elevado en el EVA comercial de ULTRADENT con un valor promedio de 26.85MPa. El EVA inyectado nos dio un valor promedio de 20.03MPa.

En la prueba de tensión flexural el EVA comercial de ULTRADENT nos dio el valor más alto con 23.93MPa, mientras que el EVA inyectado nos dio un valor de 16.45MPa.

## IX. DISCUSIÓN

Los polímeros son de gran ayuda dentro de la terapéutica odontológica. Es por ello que en este trabajo se valoro las propiedades mecánicas del EVA, de acetato Ultradent No. 150 y EVA termo-inyectado para la confección de

férulas oclusales. El análisis obtenido arrojó como resultado que es confiable para el uso destinado a la terapia oclusal el EVA termo-inyectado, sin embargo no se puede descartar a los otros materiales, que tienen propiedades utilizables para otros fines, por ejemplo el uso de acrílicos; el acetato de EVA comercial también es de rápida elaboración y cumple con todos los requerimientos para la elaboración de férulas oclusales.



## **X. CONCLUSIONES**

El EVA es un material que se puede utilizar sin ningún problema dentro de la terapéutica odontológica, limitándole su uso a tratar determinados trastornos temporomandibulares y aplicado al uso como protector deportivo, ya que la flexibilidad que nos otorga este material y sus características físicas nos permiten una fácil manipulación y en caso de urgencia una rápida elaboración de una férula oclusal.

El uso de EVA en los protectores deportivos no puede limitarse solamente al boxeo, su uso en el deporte se puede ampliar a todos los deportes de contacto, deportes individuales y de alto esfuerzo físico, ya que los boxeadores refieren sentirse cómodos y seguros al utilizar este tipo de protectores hechos de este material (EVA), ya que protege tejidos blandos, tejidos duros y brinda mayor seguridad y comodidad al realizar su deporte.

Motivo por el cual, éste trabajo sirva de apoyo a siguientes investigaciones para el conocimiento del EVA y de sus propiedades, que incursione más dentro de la odontología y que no sólo siga limitado al ámbito deportivo.

## **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, Editorial65 Interamericana
- 6.- Kenneth. A. J. Philips Ciencia de los materiales dentales, Madrid, Editorial Elsevier, 2004
- 7.- Skinner E. W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner, México, Editorial Interamericana McGraw-Hill, 1993
- 8.- <http://www.quietsleep.com>
- 9.- Ravue A., Principles of polimer chemistry, 2a ed.,New York, Ed. Kluwerb Academic Plenum Publishers, pp. 279
- 10.- WELSH W, KIM H., VALENTINI R., Controlled release of platelet derived growth factor using ethylene vinyl acetate copolymer (EVA) coated on stainless steel wires, Biomaterials, April 1995, Vol.16, num. 17.
- 11.- <http://www.sciencedirect.com>

12.- <http://www.azom.com/details.asp?articleID=412>

13.-Dr. Ernesto Ureta, Polímeros estructura, propiedades y aplicaciones, ed. Limusa, México 1996

14.-EVATANE HT, No FDS 00701, DISTRIBUIDOR ATOFINA ESPAÑA, SA. AVDA. DE BURGOS, 12, 7 MADRID ESPAÑA.

15.-George Odian, Principles of polymerization, 3a edición,U.S.A. Editorial Wiley-Intercience Publication 1991

16.- Koenig Jack L., Microspectroscopic imaging of polymers, 1a ed., Washington, Ed. American chemical society, 1997

# ANEXO I

## HISTORIA CLINICA

FOLIO \_\_\_\_\_

### FICHA DE IDENTIFICACION

Nombre del paciente \_\_\_\_\_ Edad \_\_\_\_\_ Sexo \_\_\_\_\_

Domicilio \_\_\_\_\_

Teléfono \_\_\_\_\_ Estado civil \_\_\_\_\_ Ocupación \_\_\_\_\_

Escolaridad \_\_\_\_\_ lugar de nacimiento \_\_\_\_\_

Institución \_\_\_\_\_ Teléfono \_\_\_\_\_

### ANTECEDENTES HEREDITARIOS Y FAMILIARES

Padres, hermanos, hijos, abuelos, cónyuge, convivientes (edad y estado de salud o edad al morir y causas). Diabetes, tuberculosis, obesidad, neoplasias, cardiopatías, hipertensión, artritis, hemofilia, alergias, padecimientos mentales, epilepsias, alcoholismo, adicción a drogas, malformaciones congénitas, otras.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
--	---

<b>JOVENES Y ADULTOS</b> ETS, hipertensión, accidentes cerebro vasculares, infarto de miocardio, neuropatías, úlcera péptica, endocrinopatías, otras.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>QUIRURGICOS</b> Cirugía bucal, apendicectomía, amigdalectomía, histerectomía, otras.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>TRAUMATICOS</b> Caidas, fracturas, heridas, quemaduras.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>TRANSFUSIONALES</b> Fecha, causa, producto transfundido, reacciones, donante.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>ALERGICOS</b> Medicamentos, alimentos, pólenes, cosméticos, productos dentales, pelo de animales, antisueros, otros.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>ADICCIONES</b> Alcohol, tabaco, marihuana, cocaína, opioides, anfetaminas, otros.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>
<b>EN MUJERES</b> Embarazo, tiempo de gestación.	<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>

**SIGNOS VITALES**

FC\_\_\_\_\_FR\_\_\_\_\_T.A. IZQUIERDA\_\_\_\_\_T.A. DERECHA\_\_\_\_\_

ALIMENTACION	
Número de comidas al día	_____
HIGIENE	_____
Aseo bucal	_____
DEPORTES	_____
Actividad deportiva	_____
Frecuencia	_____
Tiempo de práctica	_____
Horario	_____
Categoría	_____
Peso	_____

CRANEO	OJOS
Forma _____	Exoftalmos _____
Volumen _____	Reflejos a la luz _____
Exostosis _____	Conjuntiva _____
Hundimientos _____	NARIZ
CARA	Forma _____
Triangular _____	Tabique nasal _____
Ovoide _____	Secreciones _____
Cuadrada _____	Mucosa _____
OIDOS	
Forma _____	
Volumen _____	
Conducto	
auditivo _____	

## EXPLORACION FISICA

### CUELLO

Movilidad\_\_\_\_\_

Contracturas\_\_\_\_\_

Puntos dolorosos\_\_\_\_\_

Cadenas ganglionares\_\_\_\_\_

Posición de la traquea\_\_\_\_\_

Movimiento traqueal a la deglución\_\_\_\_\_

Glándula tiroides\_\_\_\_\_

### EXPLORACION BUCAL

Apertura máxima\_\_\_\_\_ Lateral derecha\_\_\_\_\_ Lateral izquierda\_\_\_\_\_

Protrusión\_\_\_\_\_ Mordida cruzada anterior\_\_\_\_\_ Mordida cruzada posterior\_\_\_\_\_

Mordida abierta anterior\_\_\_\_\_ Mordida abierta posterior\_\_\_\_\_

Mordida borde a borde\_\_\_\_\_

Desviación a la apertura Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

Desviación al cierre Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

Desviación de línea media Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

### PALPACION

Ruidos articulares Crepitación\_\_\_\_\_ Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

Chasquido\_\_\_\_\_ Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

Subluxación\_\_\_\_\_ Izquierda\_\_\_\_\_ Derecha\_\_\_\_\_

DOLOR EN ATM

Tiempo de duración \_\_\_\_\_

Localización \_\_\_\_\_

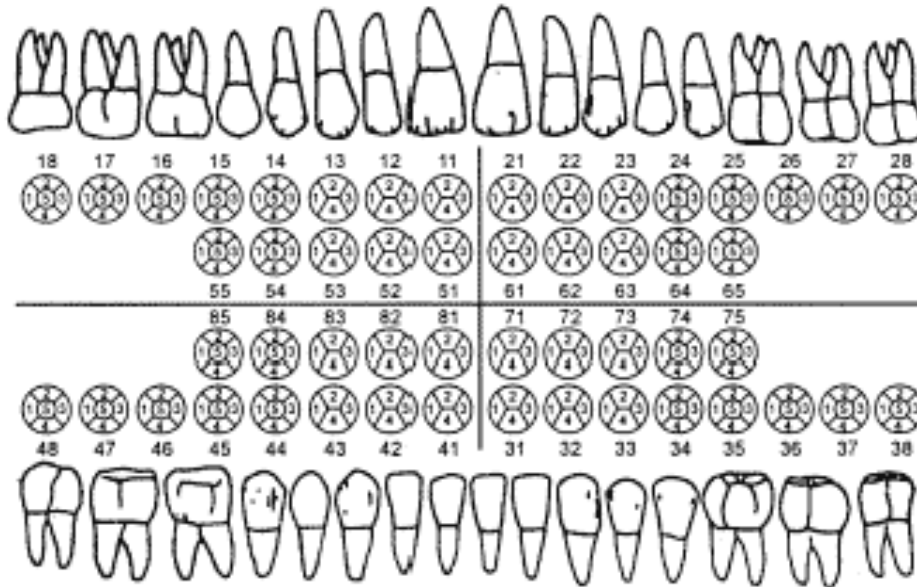
EXPLORACION DENTAL

OCLUSION CLASE \_\_\_\_\_ DIVISION I \_\_\_\_\_ DIVISION II \_\_\_\_\_

INDICE DE HIGIENE ORAL SIMPLIFICADA

CPO C \_\_\_\_\_ P \_\_\_\_\_ O \_\_\_\_\_

CEO C \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_ O \_\_\_\_\_



DIAGNÓSTICO \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_



## TRATAMIENTO

---

---

---

---

---

### CONSENTIMIENTO INFORMADO

*A través del presente, declaro y manifiesto, en pleno uso de mis facultades mentales, libre y espontáneamente y en consecuencia AUTORIZO al Doctor más abajo identificado, lo siguiente:*

- 1. He sido informado/a y comprendo la necesidad y fines de ser atendido/a por el especialista más abajo reseñado.*
- 2. He sido informado/a de las alternativas posibles del tratamiento.*
- 3. Acepto la realización de cualquier prueba diagnóstica necesaria para el tratamiento médico, incluyendo la realización de estudios radiográficos y analíticos, interconsultas con cualquier otro servicio médico y en general, cualquier método que sea propuesto en orden a las consecuencias de los fines proyectados y conocer el estado general de mi Salud.*
- 4. Comprendo la necesidad de realizar, si es preciso, tratamientos tanto de carácter médico y quirúrgicos, incluyendo el uso de anestesia local y/o General; siempre que sea necesario y bajo criterio del especialista.*
- 5. Comprendo los posibles riesgos y complicaciones involucradas en los tratamientos médicos y quirúrgicos, y que en mi caso la duración de estos fenómenos, no esta determinada, pudiendo ser irreversible. Comprendo también que la medicina no es una ciencia exacta, por lo que no existen garantías sobre el resultado exacto de los tratamientos proyectados.*
- 6. Además de esta información que he recibido, seré informado/a en cada momento y a mi requerimiento de la evolución de mi proceso, de manera verbal y/o escrita si fuera necesaria y a criterio del Doctor.*

7. *Si surgiese cualquier situación inesperada o sobrevenida durante la intervención o tratamiento, autorizo al Doctor a realizar cualquier procedimiento o maniobra distinta de las proyectadas o usuales que a su juicio estimase oportuna para la resolución, en su caso, de la complicación surgida.*
8. *Me ha sido explicado que para la realización del tratamiento es imprescindible mi colaboración con una higiene Oral escrupulosa y con visitas periódicas para mi control clínico y radiográfico, siendo así que su omisión puede provocar resultados distintos a los esperados*
9. *Doy mi consentimiento al Doctor y por ende al equipo de ayudantes de la Clínica-consulta que Él designe, a realizar el tratamiento pertinente PUESTO QUE SE QUE ES POR MI PROPIO INTERÉS, con el buen entendido que puede retirar ese consentimiento por escrito cuando así lo desee.*

México D.F. a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
FIRMA DEL PACIENTE PADRE O TUTOR

\_\_\_\_\_  
FIRMA DE RESPONSABLE