

9. Cúe lo correcto con respecto a las resinas acrílicas
El metacrilato puro es un líquido transparente
Se utiliza en la confección de prótesis dentales que se utilizó mucho en

MANUAL DE MATERIALES ODONTOLÓGICOS

2ª EDICIÓN REVISADA Y AUMENTADA

AMPARO JIMÉNEZ PLANAS

CAMILO ÁBALOS LABRUZZI

JUAN MARTÍN HERNÁNDEZ

Editorial Universidad de Sevilla

ÍNDICE

CAPITULO 1.	INTRODUCCIÓN A LOS MATERIALES ODONTOLÓGICOS....	13
CAPÍTULO 2.	ESTRUCTURAS ODONTOLÓGICAS.....	21
CAPÍTULO 3.	ESTRUCTURA DE LA MATERIA.....	25
CAPÍTULO 4.	PROPIEDADES MECÁNICAS.....	29
CAPÍTULO 5.	PROPIEDADES ÓPTICAS.....	41
CAPÍTULO 6.	PROPIEDADES REOLÓGICAS, TÉRMICAS Y ELÉCTRICAS...	51
CAPÍTULO 7.	FENÓMENOS DE SUPERFICIE.....	59
CAPÍTULO 8.	ESTUDIO DE LAS INTERFASES.....	65
CAPÍTULO 9.	BIOCOMPATIBILIDAD.....	75
CAPÍTULO 10.	MATERIALES ORGÁNICOS: POLÍMEROS SINTÉTICOS.....	83
CAPÍTULO 11.	METALURGIA: METALES Y ALEACIONES.....	91
CAPÍTULO 12.	PORCELANA DENTAL.....	103
CAPÍTULO 13.	RESINAS ACRÍLICAS.....	113
CAPÍTULO 14.	ALEACIONES COLADAS.....	125
CAPÍTULO 15.	ALEACIONES FORJADAS.....	133
CAPÍTULO 16.	CERAS.....	137
CAPÍTULO 17.	REVESTIMIENTOS.....	143
CAPÍTULO 18.	ESCAYOLA DENTAL.....	147
CAPÍTULO 19.	MATERIALES DE IMPRESIÓN: REQUISITOS Y CLASIFICACIÓN.....	161
CAPÍTULO 20.	MATERIALES DE IMPRESIÓN: HIDROCOLOIDES.....	169
CAPÍTULO 21.	MATERIALES DE IMPRESIÓN: ELASTOMEROS SINTÉTICOS.....	177
CAPÍTULO 22.	MATERIALES DE IMPRESIÓN RÍGIDOS.....	189
CAPÍTULO 23.	AMALGAMA DE PLATA.....	193

MANUAL DE MATERIALES ODONTOLÓGICOS

- . RESINAS COMPUESTAS
- . SISTEMAS ADHESIVOS
- . OTROS MATERIALES RESTAURADORES DIRECTO
- . MATERIALES QUE ESTIMULAN LA FORMACIÓN
TEJIDOS.....
- . MATERIALES DE RELLENO ENDODÓNTICO.....
- . INSTRUMENTOS EN ODONTOLOGÍA: INSTRUM
MANUAL.....
- . INSTRUMENTAL ROTATORIO, CORTE Y ABRAS
- . LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN
- . LÁSER EN ODONTOLOGÍA.....

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN A LOS MATERIALES ODONTOLÓGICOS

DEFINICIÓN

MATERIALES ODONTOLÓGICOS: Productos que son manipulados por profesionales del campo dental y se utilizan para el tratamiento, diagnóstico y prevención de las enfermedades bucales. Durante su manipulación siempre se produce un cambio de estado sólido-líquido. En ocasiones se confunde con MEDICAMENTO: Sustancia que, administrada a un organismo animal y metabolizada por este, sirve para prevenir, curar o aliviar una enfermedad.

ESTUDIO

El objetivo del estudio de los Materiales Odontológicos es su conocimiento, de manera que seamos capaces de usarlos correctamente. Para poder utilizar los materiales tenemos que saber cuáles son, y para ello los clasificamos. Esta clasificación se hace basándonos en cómo se comportan cada uno, es decir, en sus propiedades. Las propiedades de un material no se presentan al azar, sino como consecuencia de su composición y estructura. Por todo esto, la manera lógica de enfrentarnos al estudio de los Materiales Odontológicos es comenzar por la base, aprendiendo su composición y deduciendo sus propiedades, clasificación y usos.

CLASIFICACIÓN

Los Materiales odontológicos se pueden clasificar atendiendo a su función o su composición.

FUNCIÓN

Según su función tenemos los siguientes tipos de Materiales Odontológicos:

MATERIALES AUXILIARES

Son materiales que ayudan a realizar un tratamiento pero que no van a formar parte definitiva de una restauración. Fundamentalmente son los materiales de impresión, Escayola, Ceras, Revestimientos.

BIOMATERIALES

Son materiales que van a quedar en íntimo contacto con un organismo vivo para realizar la función de algún tejido u órgano. Dentro de la odontología los biomateriales que vamos a utilizar son:

- **Materiales restauradores:** Denominamos Materiales Restauradores aquellos materiales que se utilizan para sustituir la estructura dentaria perdida. Estos materiales se pueden fabricar directamente en la boca y se manipulan en la clínica dental, o bien indirectamente, y son manipulados en el laboratorio sobre un modelo de escayola. En función de esto podemos clasificar los materiales restauradores en:
 - **Materiales restauradores directos:** Amalgama de Plata, Resinas Compuestas, Sistemas adhesivos, Ionómeros de vidrio, Oxifosfato de zinc, Policarboxilato, Oxido de zinc-eugenol.
 - **Materiales restauradores indirectos:** Aleaciones coladas, Aleaciones forjadas, Resina Acrílica, Porcelana Dental.
- **Materiales que estimulan la formación de tejidos:** Hidróxido de calcio, Materiales de Regeneración Ósea, como la hidroxiapatita, y las Suturas.
- **Materiales de relleno:** Gutapercha, Selladores y Pastas de endodoncia.

COMPOSICIÓN

En virtud de su composición tendremos:

- **Materiales Cerámicos:** Yeso, Revestimientos, Porcelana, Ionómero Vidrio, Oxifosfato de zinc, Hidróxido de calcio.
- **Materiales Metálicos:** Aleaciones coladas, Aleaciones forjadas, Amalgam de plata.
- **Materiales Orgánicos:** Resina acrílica, Materiales de impresión, Ceras.
- **Materiales Compuestos:** Resinas Compuestas.

REQUISITOS

Los requisitos son las condiciones, más o menos indispensables, para que un material sirva para un fin o uso. Como cada material tiene un uso distinto, los requisitos de cada material son muy específicos. En la mayoría de las ocasiones no existe el material que cumpla todos los requisitos necesarios al 100%. Por ello la selección del material en muchos casos puede ser muy complicada.

PROPIEDADES

Definen el comportamiento de un material ante estímulos externos como son la luz, la carga, la temperatura etc.

SELECCIÓN

Cuando nos encontramos ante una situación clínica que requiera el uso de un material lo primero que debemos hacer es seleccionarlo. Para ello determinamos los requisitos que condiciona cada caso clínico y los comparamos con las propiedades de los materiales de que disponemos. Si existe algún material cuyas propiedades coincidan con los requisitos establecidos la decisión está muy clara. El problema es que esto raramente sucede por lo que tenemos que decidir cuales son los requisitos imprescindibles, para elegir de esa manera el material que los cumpla. Por eso en muchas ocasiones la selección del material tiene factores subjetivos porque, cuando para un dentista lo más importante es la función, para otro lo fundamental es la estética. La experiencia clínica es la que nos capacita para tomar estas decisiones.

PRESENTACIÓN

En la definición de Material Odontológico encontramos dos conceptos claves, su **manipulación** por un profesional y su **cambio de estado**. El cambio de estado es el paso de un material de estado líquido a estado sólido. Este cambio de estado es fundamental para darle una determinada forma al material, de manera que en estado líquido (mas o menos viscoso) el material se modela y, una vez conseguida la forma adecuada, se le hace cambiar a estado sólido (mas o menos resistente e indeformable, según los requerimientos). El mecanismo que induce al cambio de estado puede ser físico, como la solidificación, o químico como el fraguado. Esto hace que el fabricante nos proporcione el material en dos partes para que, al juntarlas, cambien de estado. Denominamos presentación a la forma en la que el fabricante nos proporciona el material, y puede ser **polvo-líquido, pasta-líquido, pasta-pasta, sólido o pasta**.

MANIPULACIÓN

La manipulación es la fase del trabajo odontológico en la que se prepara el material hasta su colocación en la boca. Consta de varias fases:

DOSIFICACIÓN

Consiste en coger las cantidades adecuadas de cada componente. Según la presentación del material la dosificación será distinta. Actualmente muchos materiales vienen predosificados en capsulas con los componentes separados por una membrana que rompemos cuando vamos a manipular el material.

MEZCLA

Consiste en poner en contacto las dos componentes del material. Se suele hacer con una espátula y con movimientos circulares. También hay presentaciones de materiales con mezcla automática.

ESPATULADO

La mayoría de los materiales son difíciles de mezclar, teniendo en cuenta que la mezcla debe ser tan íntima como para que se produzca una reacción química. Se estima que para que se produzcan estas reacciones la distancia entre átomos o moléculas no ha de ser mayor de 0,007 micras. Para conseguirlo se realiza el espatulado, que consiste en comprimir el material entre dos superficies rígidas. Estas superficies pueden ser las manos, una espátula y un cristal, o una espátula y una placa. Otra función del espatulado es la extracción de las burbujas de aire que quedan atrapadas en el interior del material, especialmente si la forma de presentación es polvo-liquido.

COLOCACIÓN

Consiste en coger el material ya preparado y llevarlo a su ubicación definitiva. Para ello se utiliza un instrumental específico y adecuado a la consistencia del material y al tamaño y accesibilidad del lugar de destino.

FRAGUADO

Es el cambio de estado del material. Aunque el fraguado empieza desde que se ponen en contacto ambas porciones del material, esta primera parte del fraguado

iene que ser imperceptible, para que la viscosidad del material no aumente y no dificulte su colocación. Una vez colocado es cuando el fraguado se hace más importante y la viscosidad aumenta hasta convertirse el material en un sólido. Para que este cambio se produzca sin interferencias es necesario el reposo absoluto del material, debiendo evitándose, incluso, las pulsaciones del dedo sobre el mismo. El fraguado se manifiesta con la solidificación y endurecimiento aparente del material, pero realmente es una reacción química que puede durar mucho más tiempo (días o meses) y finaliza cuando se consuman todos los elementos reactivos. Esto nos hace dividir el fraguado en **Fraguado Aparente**, que es cuando el material desarrolla las suficientes propiedades mecánicas como para poder funcionar, y el **Fraguado Real**, que es cuando termina la reacción química. Esta dinámica en el fraguado nos determina una serie de tiempos que son muy importantes de tener en cuenta en la manipulación correcta del material (Fig. 1):

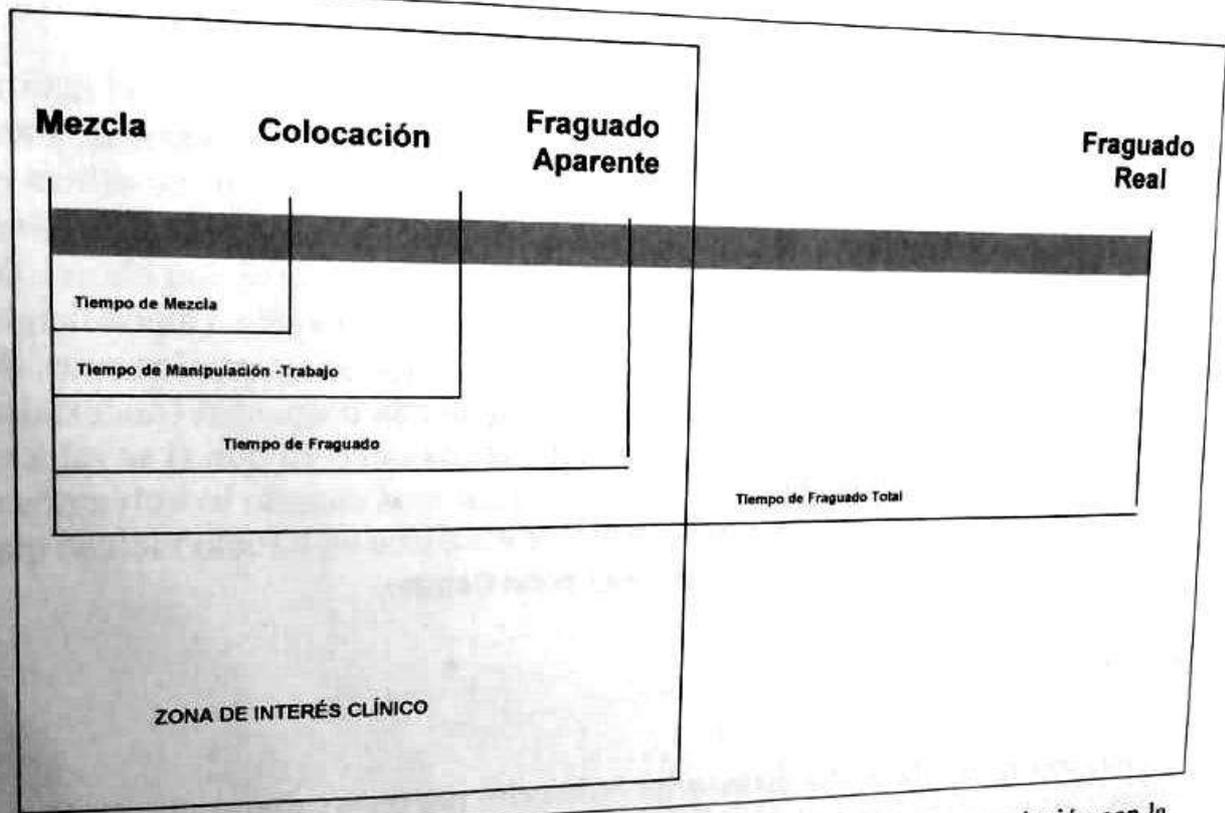


Figura 1. Dinámica del Fraguado de los materiales Odontológicos y su relación con la manipulación.

- **Tiempo de mezcla:** Desde que se ponen en contacto las dos partes del material hasta que lo tenemos preparado para su colocación. Incluye mezcla y espatulado.
- **Tiempo de manipulación o de trabajo:** Es el tiempo que tenemos para colocar el material en su ubicación definitiva. Durante este tiempo la viscosidad del material no aumenta.
- **Tiempo de fraguado aparente o Tiempo de fraguado:** Es el tiempo desde que se ponen en contacto las dos partes del material hasta que este

desarrolla adecuadas propiedades mecánicas para que funcione. Incluye mezcla, espatulado, colocación y fraguado aparente. Restándole a este tiempo el tiempo de mezcla y el de trabajo determinamos el tiempo que tenemos que esperar, sin mover el material, para que fragüe correctamente.

- **Tiempo de fraguado real:** No suele tener interés en la manipulación, ya que se prolonga mucho más allá de que tengamos nuestra técnica clínica terminada y el paciente fuera de la consulta. Sería el tiempo que pasa desde que se ponen en contacto los componentes hasta que termina por completo la reacción química.

A partir de este punto de la manipulación, esta varía mucho de un material a otro siendo estas características más dependientes de la técnica clínica.

LIMPIEZA

Una vez terminada la manipulación del material es necesario limpiar el instrumental utilizado. Para ello es importante dos factores: **disolver** y **arrastrar**. Para la disolución es necesario utilizar un solvente del material a limpiar. Se utiliza el agua para los materiales hidrosolubles y solventes orgánicos, como el alcohol, éter o el cloroformo, para los que no lo son. El arrastre puede hacerse con chorro de agua, agua a presión o instrumentos suaves como un trapo o bayeta. Dependiendo de la dificultad de la limpieza, hay materiales que nos interesa limpiarlos antes de fraguar (cementos dentales, escayola) y otros después de fraguados (materiales de impresión). El paño para la limpieza no debe ser abrasivo ya que si se ralla el instrumento que estamos limpiando se va a ensuciar más cuando lo volvamos a utilizar, por lo que nos costará más limpiarlo y se establece un círculo vicioso que hace que el instrumental se deteriore en muy poco tiempo.

ALMACENAMIENTO

En general, los Materiales deben estar ordenados por usos y dentro de ellos, por orden alfabético o por fechas de caducidad. Los materiales deben guardarse con los botes limpios y bien cerrados, con sus instrucciones de manipulación. Nunca debemos tirar las cajas donde viene la fecha de caducidad. El almacenamiento de los Materiales Odontológicos varía según su naturaleza, ya que diferentes estímulos del medio dañan especialmente a distintos materiales.

- **Humedad:** Todos los materiales presentados en polvo tienden a absorber la humedad ambiental, por lo que es necesario almacenarlos en lugares secos y en recipientes herméticos y de metal o de plástico, para que no entre la humedad.
- **Calor:** Los materiales de naturaleza polimérica tienden a polimerizar con el incremento de la temperatura. Todos estos materiales suelen tener en sus instrucciones: almacenar a menos de 25°C. Esto quiere decir que en

la época de verano, sin aire acondicionado, la temperatura ambiente es mayor de 25°C por lo que debemos almacenarlos refrigerados en la nevera. Cuando llegue el momento de utilizarlos, tenemos que sacarlos con tiempo de la nevera ya que si los utilizamos muy fríos la polimerización va a ser incompleta.

- **Luz:** todos los materiales fotopolimerizables tienen que ser protegidos de la luz. En general, estos materiales vienen en botes oscuros y opacos para evitar el paso de la luz pero tenemos que tener especial precaución en que los botes estén bien cerrados.

En general la luz y el calor aumentan la reactividad química por lo que ningún material debe exponerse a altas temperaturas o al sol.

CAPÍTULO 2

ESTRUCTURAS ODONTOLÓGICAS

El estudio de las Materiales Odontológicos es una disciplina con unas características y metodología muy específicas, lo que hace que en ocasiones nos centremos en el estudio del material y nos olvidemos de lo principal, para que sirva. Todo material odontológico tiene un objetivo: realizar una estructura que sirva para mantener la salud bucodental. Al estudiar un material hablamos de los requisitos, pero los requisitos no tiene ninguna lógica si no se conoce, aunque solo sea superficialmente, la estructura que vamos a realizar con cada material. Por eso consideramos imprescindible hacer un repaso de las estructuras que vamos a realizar en clínica, desde el punto de vista de los requisitos que van a condicionar en nuestros materiales.

CLASIFICACIÓN

Para clasificar las estructuras vamos a utilizarlos mismos criterios que usamos para la clasificación que hicimos de los biomateriales (ver capítulo 1).

RESTAURACIONES

Una restauración es una estructura que se coloca en boca para sustituir tejido dentario perdido. Estas restauraciones se pueden realizar mediante técnicas directas, y son lo que denominamos obturaciones, o mediante técnicas indirectas, a las que llamamos prótesis. También, existen algunas estructuras que sirven exclusivamente de rellenos.

OBTURACIONES

Las obturaciones son estructuras que se realizan directamente en boca, es decir, se colocan es estado fluido en el diente y pasan a estado sólido en la cavidad preparada previamente. Podemos tener:

- **Obturación definitiva:** la forma y dimensión de esta estructura va a estar en función de la cavidad que tengamos en el diente y de la anatomía de dicho diente. La cavidad está condicionada a su vez por el tamaño de la caries. En ocasiones las cavidades se realizan para que la estructura tenga un diseño con mayor resistencia, etc. Los materiales que usemos en la confección de estas estructuras deben ser estéticos, resistentes, con un comportamiento térmico y mecánico similar al del diente. Es fundamental su estabilidad durante el fraguado, es decir que no contraigan ni expandan. Es importante su durabilidad y su capacidad de proteger la estructura dentaria remanente, desde el punto de vista de la resistencia a la fractura y de la resistencia a la caries.
- **Obturación provisional:** se realiza de forma similar a la anterior, pero su provisionalidad va a condicionar dos características: no necesita ser tan estético como el definitivo y tiene que ser menos resistente para poder quitarlo con facilidad. La resistencia va a estar en función del tiempo que queremos utilizar esta restauración, una semana o varios meses. En ocasiones es importante también que la obturación temporal produzca un buen sellado de la cavidad.
- **Material de interfase o linner o forro cavitario:** la función de esta estructura es cerrar el espacio que queda entre el diente y la obturación, así como proteger el órgano dentino-pulpar. Los requisitos para los materiales que usemos en estas estructuras antes de fraguar son la humectancia, para que se adapten bien al diente y sellen bien los túbulos dentinarios, y la adhesión. Esta estructura es fina, hasta 2mm, ya que no requiere resistencia.
- **Base cavitaria:** el objetivo de la base cavitaria es la protección de la estructura dentaria remanente. Para ello es necesario que sea una estructura gruesa, mayor de 2 mm, para que tenga resistencia, cierta flexibilidad para que absorba tensiones y propiedades térmicas similares a la de la dentina. También es importante su adhesión a las estructuras dentales remanente para que se repartan las tensiones y no se produzca su acúmulo.

PRÓTESIS

Las prótesis son estructuras cuya función es restituir tejido dentario perdido y que se realizan mediante técnicas indirectas. Esto significa que son estructuras rígidas cuando se colocan en la boca, por lo que no permiten deformación. Podemos encontrar distintas situaciones:

- **Estructura rígida-soporte rígido:** Es el caso de la **prótesis fija** en la **una corona**, que es rígida, se coloca sobre un diente que también es rígido. En esta situación no hay deformación posible, por lo que la precisión en el ajuste es fundamental así como la ductilidad.

Estructura rígida-soporte flexible: es el caso de la **prótesis completa o parcial** soportada por la mucosa. En este caso la mucosa es deformable y se adapta, en cierta manera, a la estructura, por lo que no es necesario que el material sea dúctil.

Estructura flexible-soporte rígido: esta situación es la que se da en la **prótesis esquelética** que están apoyadas en el diente (dento soportadas). El requisito más destacable de esta estructura es la flexibilidad y elasticidad, para que deformarse durante la colocación y que se recupere en los lugares de retención a los dientes.

LENO

Existen una serie de estructuras cuyo fin no es sustituir tejido dentario, sino de relleno de espacios, como son:

Cementado: El término cementar se refiere a la utilización de un material fluido para rellenar el espacio que queda entre dos estructuras rígidas, prótesis y diente, para que, una vez fraguado, sirva de retención mecánica y a veces de sellado entre ellas. Los requisitos del material para esta estructura son su fluidez y que forme capa fina. La adhesividad no es requisito imprescindible pero si conveniente.

Endodoncia: El objetivo del material de endodoncia es el relleno hermético de los conductos radiculares. Sus requisitos son su manejabilidad, para poder llevarlos al extremo del conducto, y su ductilidad y estabilidad dimensional, para que no queden huecos.

CAPÍTULO 3

ESTRUCTURA DE LA MATERIA

ÁTOMOS

La materia está formada por átomos. Los átomos, a su vez, están formados, básicamente, por el núcleo positivo y los electrones negativos, siendo el número de cargas positivas y negativas iguales por lo que decimos el átomo es neutro. Según el número de protones del núcleo del átomo (número atómico) tenemos distintos elementos. En la tabla periódica se recoge el conjunto de los elementos ordenados por su número. Para que un átomo sea energéticamente estable necesita tener completa su última órbita electrónica. Esto sucede cuando en la última órbita hay ocho electrones, excepto en átomos que solo tienen la primera órbita que se completa solo con dos. Cuando un átomo no tiene completa esta última órbita tiende a soltar o captar electrones, perdiendo de esta manera su neutralidad y convirtiéndose de iones positivos o negativos respectivamente.

MOLÉCULAS

Los átomos se unen entre sí para formar moléculas mediante distintos tipos de uniones atómicas. Las uniones atómicas pueden ser primarias y secundarias. Dentro de las primarias tenemos la unión iónica, covalente y metálica. Dentro de las secundarias las más importantes son las fuerzas de Van de Waals.

UNIONES ATÓMICAS

PRIMARIAS

- **Unión Iónica:** Consiste en la unión Electrostática que se produce entre iones positivos y negativos. Por lo tanto se produce entre átomos que tienen pocos o muchos electrones de valencia, por lo que tienden a ionizar positiva o negativamente (Fig. 1).



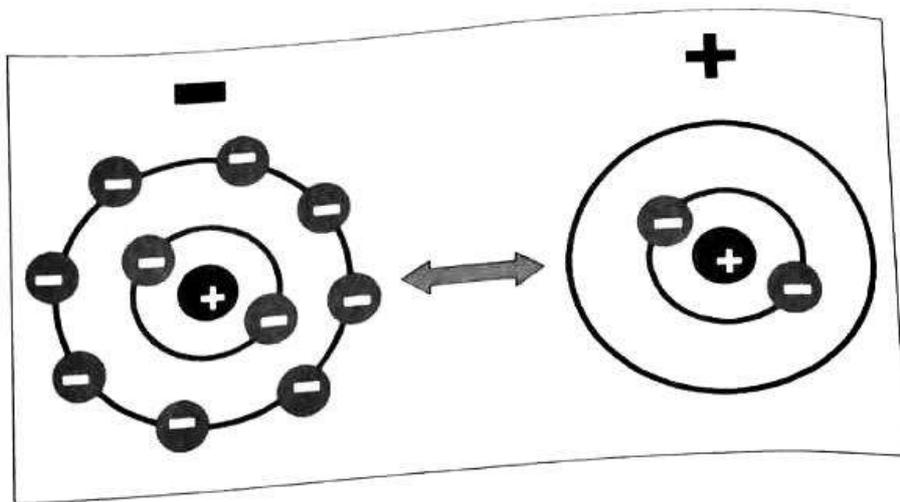


Figura 1. Unión Iónica.

- **Unión covalente:** Se da entre átomos que tiene un número intermedio de electrones de valencia por lo que les es difícil ionizar. En estos casos, para completar la última órbita electrónica, los átomos comparten electrones (Fig. 2).

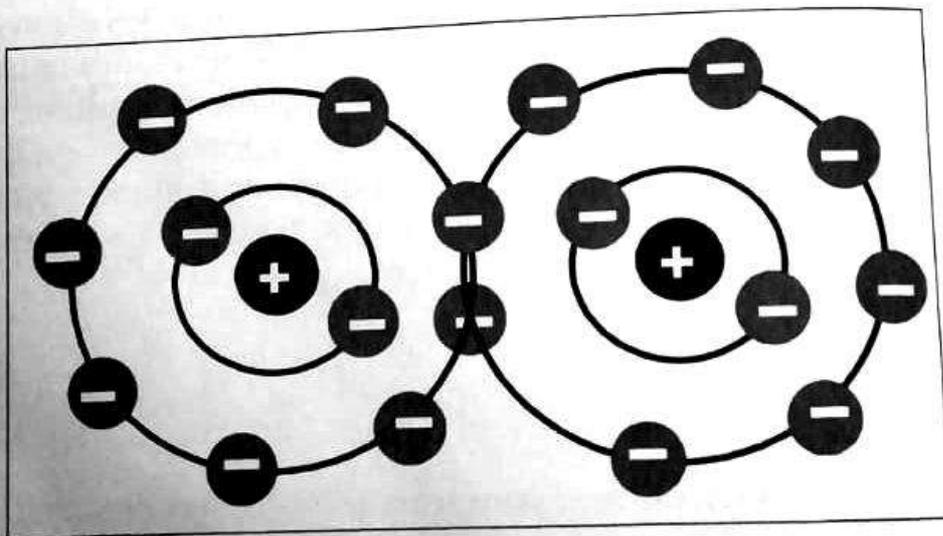


Figura 2. Unión Covalente.

- **Unión metálica:** Se produce entre elementos que tiende a **soltar** sus pocos electrones de valencia ionizando positivamente y formando una nube electrónica de carga negativa (Fig. 3).



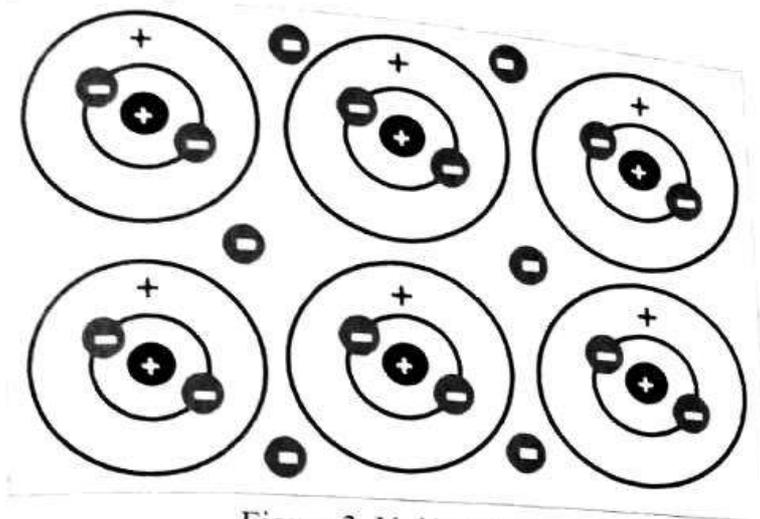


Figura 3. Unión Metálica.

SECUNDARIAS

- **Fuerzas de Van der Waals:** este tipo de unión atómica se produce entre átomos o moléculas que, siendo neutras, no tienen la carga eléctrica uniformemente distribuida por lo que en una zona son electropositivas y otra zona electronegativas. Es esta diferencia de polaridad la que hace que se produzca atracciones electrostáticas.

La fuerza que mantiene unidos los átomos se denomina **cohesión**. Estas fuerzas son distintas en los distintos tipos de uniones, siendo las más potentes las de las uniones covalentes, a continuación las de las uniones iónicas, después las metálicas y por último las correspondientes a las fuerzas de Van der Waals.

ESTADOS DE LA MATERIA

La unión de átomos formando moléculas y la unión de moléculas entre sí va a constituir la materia. La materia se puede presentar en tres estados: el estado sólido, el estado líquido y el estado gaseoso. Lo que diferencia un estado de otro es la cantidad de cohesión entre sus moléculas. El estado **sólido** se caracteriza por tener forma y volumen constante; el estado **líquido** tiene un volumen constante pero no tiene forma definida; el estado **gaseoso** no tiene ni volumen ni forma definida.

ESTRUCTURA DE LA MATERIA

Dentro del estado sólido, los átomos se puede agrupar de dos maneras diferentes, lo cual nos da lugar a dos tipos de estructuras: estructura vítrea y estructura cristalina. La **estructura cristalina** se caracteriza por el orden que mantienen los átomos, formando las llamadas redes cristalinas tridimensionales. La **estructura vítrea**, también llamada amorfa, se caracteriza por el desorden de sus átomos.

Esta estructura va a depender de la naturaleza del material y de las condiciones de enfriamiento. Por eso es posible controlar la estructura de un material y pasar de una estructura a otra. El paso de la estructura vítrea a cristalina se denomina cristalización, desvitrificación o ceramización; el paso de estructura cristalina a vítrea se denomina vitrificación (ver capítulo 12).

CLASIFICACIÓN DE LA MATERIA

En función de su estructura podemos agrupar los materiales en tres grandes grupos:

- **Materiales cerámicos:** Sus átomos se unen mediante enlaces iónicos y covalentes, y su estructura es en parte vítrea y en parte cristalina.
- **Materiales metálicos:** Sus átomos se unen mediante enlaces metálicos y su estructura es cristalina.
- **Materiales orgánicos:** Sus átomos se unen mediante enlaces covalentes y fuerzas de Van der Waals, su estructura es amorfa.

A estos tres grupos tenemos que añadir los **Materiales Compuestos**, que son materiales que están formados por combinación de, al menos, dos de los tres tipos mencionados, sin que existan ningún tipo de unión química entre ellos.

También podemos clasificar la materia en función de su origen en Naturales y Sintéticas. Los **materiales naturales** aparecen en la naturaleza de manera espontánea, y pueden ser de origen animal, vegetal o mineral. Los **materiales sintéticos** los fabrica el hombre en los laboratorios. La diferencia práctica entre unos y otros es que los materiales naturales tienen unas propiedades determinadas y el hombre selecciona el material que necesita en función de ellas. En los materiales de síntesis el hombre selecciona las propiedades que necesita y crea un material que las reúna. En la actualidad en odontología utilizamos materiales de origen animal (ceras), vegetal (resinas), mineral (metales) y sintéticos (resinas compuestas).

PROPIEDADES DE LA MATERIA

Las propiedades de un material son su comportamiento ante estímulos como son la temperatura, la luz o una carga, y van a depender de su estructura. Un material es más resistente cuando es más cohesivo y más ordenado, es más transparente cuando es más desordenado, es más deformable cuando es menos cohesivo y desordenado, etc. Por ello es fundamental conocer la estructura de los Materiales Odontológicos, de ella deducir sus propiedades y de ellas su comportamiento.

+ Resistente + cohesivo + ordenado
+ transparente + desordenado + de

Átomos unidos = Atracción y repulsión
(a distancia interatómica)

CAPÍTULO 4

PROPIEDADES MECÁNICAS

Las propiedades mecánicas engloban la respuesta de los materiales en estado sólido a las cargas externas.

Si consideramos dos átomos unidos, entre ellos se establecen unas fuerzas de atracción y de repulsión que se compensan siempre que se mantenga entre ellos la distancia interatómica. Si sobre ellos se ejerce una presión o carga que tienda a aproximarlos la distancia interatómica se acortará y se incrementará las fuerzas de repulsión. De la misma manera si intentamos separarlos aumentarán las fuerzas de atracción, para mantener la distancia interatómica. Si extrapolamos lo que sucede con dos átomos con lo que sucedería con el conjunto de átomos que forman un cuerpo, es fácil comprender que cuando se aplica una fuerza externa a un cuerpo, denominada carga, se crea en su interior una reacción que se le opone, denominada tensión, y un cambio de forma, denominado deformación.

TENSIÓN

Es la reacción que se produce en el interior de un sólido cuando sobre el se aplica una carga. La tensión es siempre de la misma magnitud y de sentido contrario a la carga aplicada. Según la dirección, el sentido y el punto de aplicación de la carga tenemos tres tipos de tensión (Fig. 1):

- **Tensión de compresión:** Es la que se opone a una fuerza que tiende a comprimir el cuerpo. Se produce sometiendo al cuerpo a dos cargas de igual dirección y sentido contrario y convergente.
- **Tensión de tracción:** Es la que se opone a una fuerza que tiende a estirar el cuerpo. Se produce sometiendo al cuerpo a dos cargas de igual dirección y sentido contrario y divergentes.
- **Tensión tangencial:** Es la que se opone a un movimiento de torsión o de desplazamiento de una parte del cuerpo hacia otra. Se produce sometiendo al cuerpo a dos cargas de direcciones paralelas y sentido contrario, convergente o divergente. También se denomina Tensión de corte, cizalla o flexión.

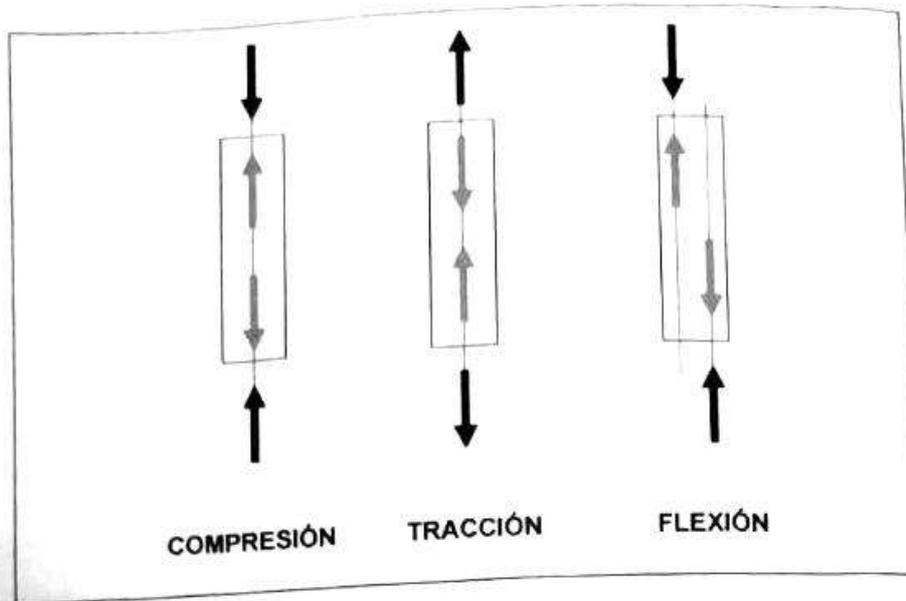


Figura 1. Tipos de tensiones.

Estos tres tipos de tensiones no se suelen presentar de forma aisladas sino simultáneamente, aunque predominen unas u otras según como se produzca la carga. De manera general, los materiales se comportan mejor ante las tensiones compresivas, después ante las traccionales y por último ante las tangenciales o de flexión.

La tensión creada sobre la superficie de un cuerpo se trasmite a lo largo de todo él a través de las uniones atómicas. Esta tensión va a estar en función de la magnitud de la carga aplicada y de la extensión de la superficie donde se aplique, siguiendo la fórmula

$$T = C/S$$

Esto implica que para una misma carga, mientras mayor sea la superficie donde se aplique menor tensión generará, y a la inversa (Fig. 2). En la boca no se producen cargas muy elevadas, las que sean capaces de producir la musculatura masticatoria fundamentalmente, pero al aplicarse sobre superficies muy pequeñas, un vértice cuspídeo por ejemplo, la tensión resultante sí puede llegar a ser muy elevada. Para que esto no suceda interesa repartir la zona de aplicación de la carga por una amplia superficie.

La Tensión se mide en Pascales, que es la tensión que genera una carga de un Newton de fuerza aplicada sobre una superficie de un metro cuadrado. Esta unidad es muy pequeña para medir las tensiones que vamos a manejar, por lo que utilizaremos el megapascal (Mp), un millón de veces mayor. En ocasiones se utiliza el Kg/cm² y el psi o libras/pulgadas² (Fig. 3).

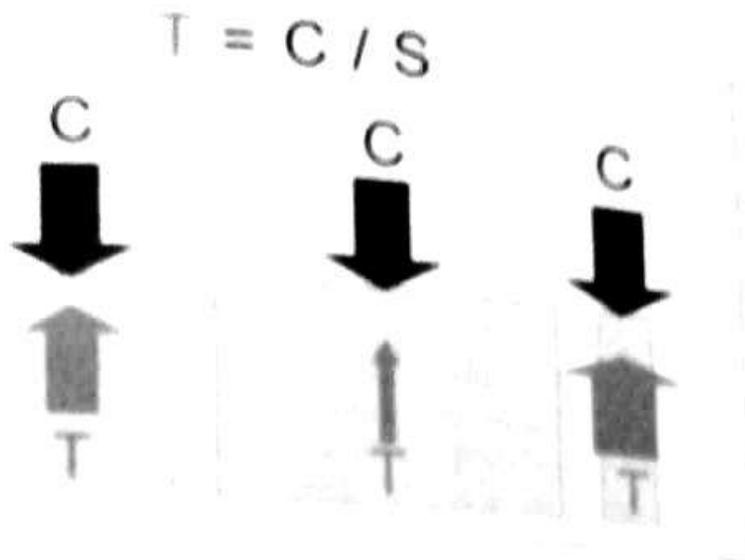


Figura 2. Para una misma carga, la tensión generada está en función de la superficie donde se aplica.

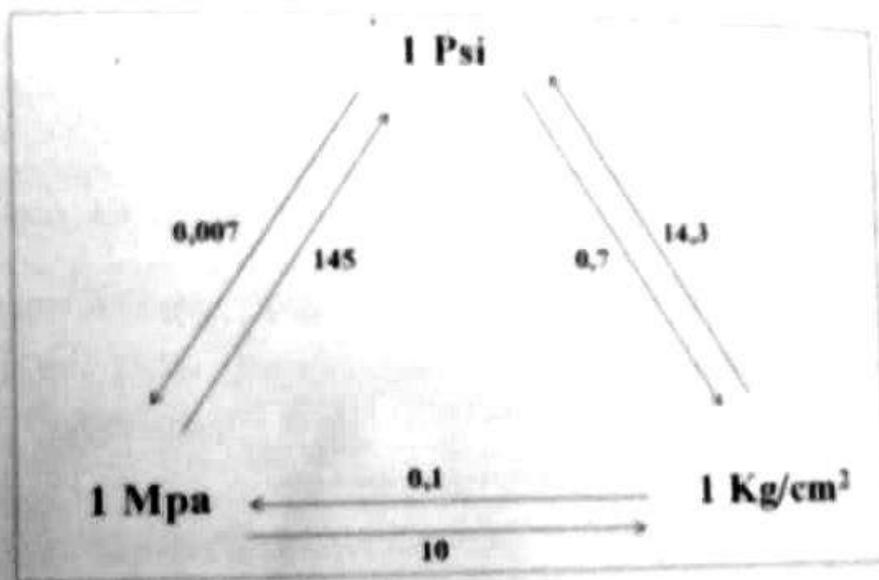


Figura 3. Correspondencia entre las unidades de tensión.

DEFORMACIÓN

Como ya hemos dicho, cuando sometemos un material a una carga, este material experimenta tensión y deformación. La deformación es el cambio en las dimensiones del cuerpo. Se puede medir en unidades de longitud, área o volumen, pero estas medidas van a depender del tamaño de la muestra. No es lo mismo una deformación de 2mm en una muestra de 1 cm que en una carretera de 1 Km. Para dar cifras generales la deformación se expresa en tanto por ciento. Para ello se divide el cambio en la dimensión entre la dimensión original y se multiplica por 100.

Cuando se libera la carga a la que sometemos al material, la tensión desaparece pero la deformación puede desaparecer o no. En función de esto tenemos dos tipos de deformación:

- **Deformación elástica:** Es la que desaparece por completo cuando el material se descarga. Esta recuperación de la forma primitiva se produce por la tendencia de los átomos a recuperar su distancia interatómica, alterada por la carga ejercida. Durante la deformación elástica se produce un cambio volumétrico que se recupera al cesar la carga.
- **Deformación plástica:** Es la que no se recupera al cesar la carga aplicada. Esta deformación se produce porque se ha forzado la distancia interatómica y las uniones atómicas se han roto, por lo que no hay ninguna fuerza que tienda a recuperar la situación anterior. Los átomos se desplazan en su posición, sin que haya cambio volumétrico pero sí de forma.

CURVA TENSION/DEFORMACIÓN

La tensión y la deformación que experimentan un material ante una carga están relacionadas y definen el comportamiento mecánico del material. Colocando en el eje de ordenadas la tensión que se genera y en el de abscisas la deformación correspondiente podemos representar la curva tensión/deformación (T/D) (Fig. 4). En ella se representa la tensión y la deformación que sufre un material cuando está siendo sometido a una carga progresivamente mayor hasta su fractura.

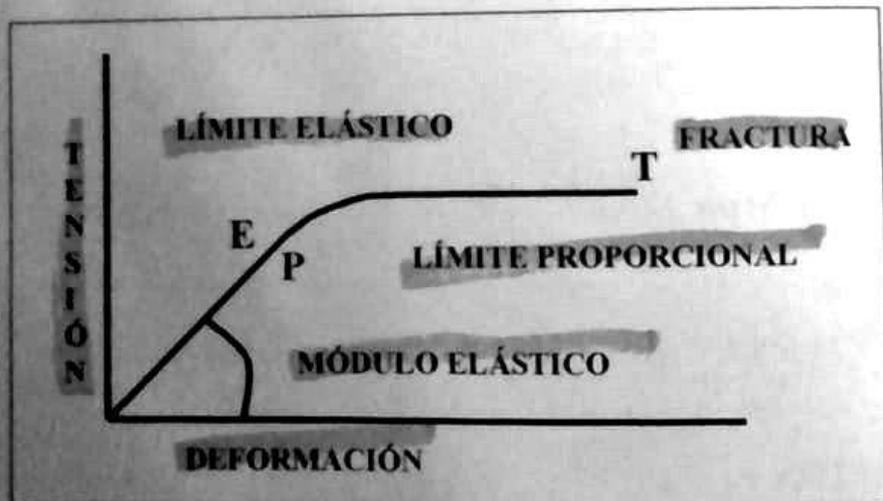


Figura 4. Curva tensión / deformación.

Ya en 1678, Robert Hooke postuló que la Tensión y la Deformación de un cuerpo sometido a carga están relacionadas y son directamente proporcionales. Enunció la **ley de la proporcionalidad** o ley de Hooke. Con el tiempo se demostró que esta ley solo es cierta en tensiones iniciales pero que llegado un punto, denominado **punto P ó Límite Proporcional**, la proporcionalidad se pierde. Aumentos adicionales de tensión, superiores al punto P, producen incrementos proporcionalmente

El punto T: Fractura
T/D Modulo elastico: Rigidez Pto E: Limite elastico
o Young
PROPIEDADES MECANICAS
Deformable/Amoroso
No recuperable 33

mayores de la deformación, hasta que el material se rompe en el punto T. El punto T indica la **fractura** de la muestra y la tensión a la que se produce se denomina **resistencia** del material que se define como la máxima tensión que puede soportar un material sin romperse. La pendiente o **inclinación** de la porción lineal de la curva T/D nos determina el **Módulo Elástico** o **Modulo de Young**, que nos mide la **rigidez**, como explicaremos más adelante.

El punto P divide a la curva T/D en dos partes diferentes, una **recta** y otra **curva**. El comportamiento del material en estas dos partes es claramente distinto.

Como ya hemos descrito, un cuerpo deformado, al anularse la carga, puede recuperar por completo su forma primitiva o por el contrario quedar permanentemente deformado de manera total o parcial, es decir, puede experimentar una deformación elástica o plástica. El **punto E** de la curva T/D se corresponde con la mayor tensión que puede soportar un material sin sufrir deformación permanente, y se denomina **Límite Elástico**. Tensiones por debajo del Límite Elástico inducen deformación elástica (recuperable), por encima implican deformación plástica (no recuperable). Este punto es importante establecerlo para saber si una estructura que va a estar sometida a tensión permanezca dimensionalmente estable, es decir, que no se deforme permanentemente. Será preciso diseñarla de manera que esas tensiones no superen el Límite elástico, o utilizar un material con ese punto más elevado.

La tensión correspondiente al Límite Elástico es difícil de establecer ya que en la práctica encontramos que con cualquier tensión, por pequeña que sea, se produce una mínima deformación permanente, despreciable pero suficiente como para dificultar la localización del punto E. Como la tensión del punto E y la del punto P prácticamente coinciden, en ocasiones se utiliza este último, más fácil de localizar para identificar el Límite Elástico de un material.

En la gráfica T/D podemos analizar con más profundidad los tipos de deformación: elástica y plástica (Fig. 5). Si sobre la gráfica seleccionamos un punto cualquiera, superior al límite elástico, veremos que a esa tensión T1 el material se va a deformar D. Al cesar la acción de la carga la tensión baja a 0 y la deformación se recupera rápidamente hasta B, quedando el material parcialmente deformado. El punto B se localiza trazando la paralela a la porción lineal o elástica de la curva T/D. La deformación BC es la deformación elástica, la AB la plástica. Si elegimos un punto por debajo del punto E, al trazar la paralela a la zona lineal nos da 0, que es la deformación plástica.

Como podemos ver, a una tensión superior al Límite Elástico un cuerpo experimenta una deformación elástica y otra plástica, es decir, recupera parte de la deformación y en parte queda permanentemente deformado. A este comportamiento se le denomina **viscoelástico**. La cantidad de deformación permanente que experimenta un cuerpo va a estar en función de: su naturaleza, el tiempo que ha estado sometido a carga y la intensidad de esta carga: a mayor tiempo e intensidad de carga mayor deformación plástica.

Existen situaciones que no presentan este comportamiento estándar de todos los materiales y son las siguientes:

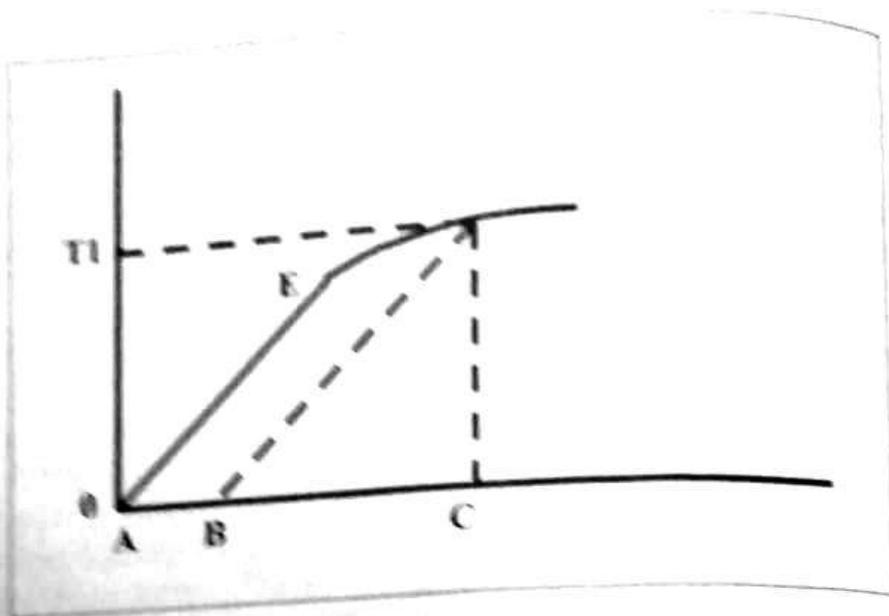


Figura 5. Curva tensão/deformação: AB: deformação plástica, BC: deformação elástica.

- **Anelasticidad:** Algunos materiales, como los elastómeros, con el tiempo recuperan parte de la deformación plástica, es decir que teóricamente es recuperable. A esta propiedad se le denomina anelasticidad y es una recuperación lenta y tardía, al contrario que la elasticidad que es rápida e inmediata.
- **Creep:** Como ya hemos mencionado, con tensiones inferiores al Límite Elástico podemos encontrar una deformación mínima y despreciable. Pero si esta tensión, inferior al Límite Elástico, se mantiene durante mucho tiempo o es cíclica, la deformación permanente puede ser evidenciable. El **creep** se define como la deformación plástica, no recuperable, que experimenta un material bajo tensiones inferior a su Límite Elástico. Este fenómeno se suele producir en materiales que están a una temperatura próxima a su temperatura de fusión pero por debajo de ella. Cuando hablamos de materiales de estructura amorfa, nos solemos referir a este fenómeno con el término Flow.

El área bajo la curva T/D se relaciona con energía consumida por el material y se relaciona a dos conceptos:

El área bajo la curva T/D hasta el límite elástico es la **resiliencia** que se define como la energía absorbida por un material que está sufriendo deformación únicamente elástica (Fig. 6A). Esta energía se almacena en el material y se recupera cuando el material vuelve a adoptar su posición inicial, al cesar la carga. La resiliencia es la base de como actúan los alambres de ortodoncia.

El área total bajo la curva T/D es la **tenacidad** (Fig. 6B). En algunos libros se usan otros nombres, rigidez y dureza, con lo que no estamos de acuerdo. Se define la tenacidad como la cantidad total de energía que absorbe un cuerpo que se deforma hasta su fractura. Esta energía no se recupera al cesar la carga, sino que se emplea para formar el cuerpo permanentemente o en romperse.

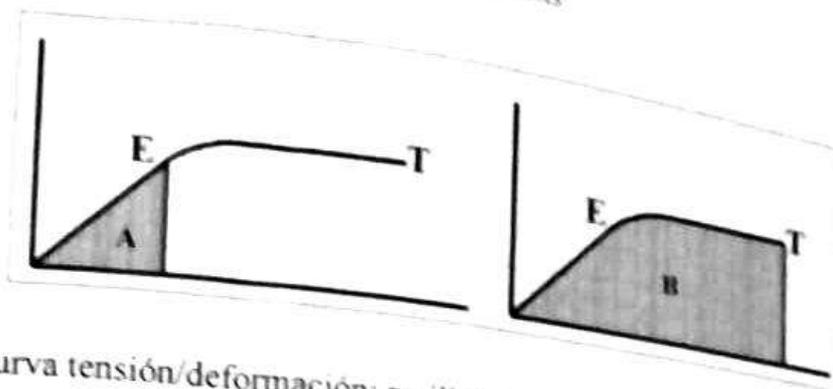


Figura 6. Curva tensión/deformación: resiliencia (A) y tenacidad (B) de un material.

PROPIEDADES MECÁNICAS

En función de todo este comportamiento podemos describir las siguientes propiedades mecánicas:

- Elasticidad.** Es la propiedad que tiene algunos materiales de soportar mucha tensión sin experimentar deformación permanente. Es decir, un material elástico es aquel que es difícil de formar permanente. Lo opuesto a elasticidad se denomina **plasticidad** y es la propiedad que tiene algunos materiales de sufrir deformación permanente con poca tensión. La elasticidad se relaciona con la tensión, no con la cantidad de deformación, y se mide en Megapascuales. En la curva T/D se identifica por la altura del punto E, aunque esto no es absoluto ya que hay que relacionarlo con la altura de T (Fig. 7).

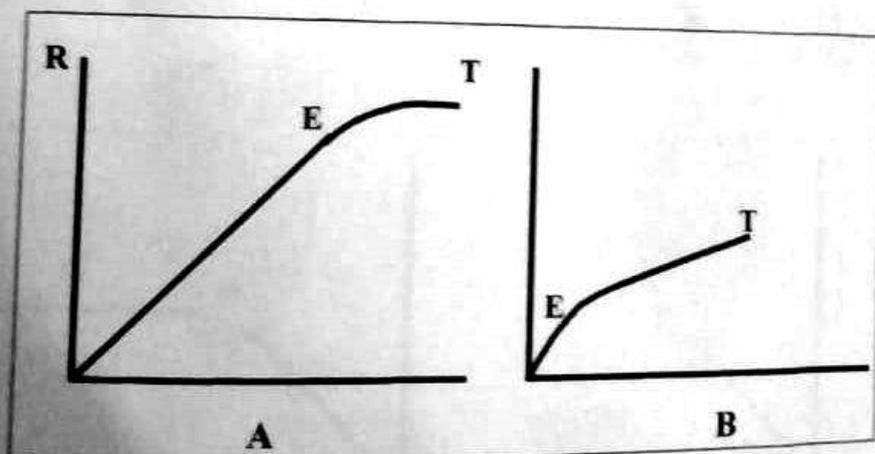


Figura 7. Curva tensión/deformación de un material elástico (A) y plástico (B).

- Rigidez.** Es la propiedad que tienen algunos materiales de necesitar mucha tensión para deformarse elásticamente. Lo contrario es **flexibilidad** que es la propiedad que tienen algunos materiales de deformarse elásticamente bajo pequeñas tensiones. También las podemos definir como la posibilidad de sufrir poca o mucha deformación elástica respectivamente. En la curva T/D se identifica por el Módulo Elástico o pendiente de la recta (Fig. 8). Es importante que quede clara la diferencia entre "elástico", dificultad para

deformarse permanentemente, y "flexible", mucha deformación elástica que se produce mas fácilmente, ya que estos términos suelen confundirse. Un material puede ser elástico y flexible (una goma) o elástico y rígido (mármol).

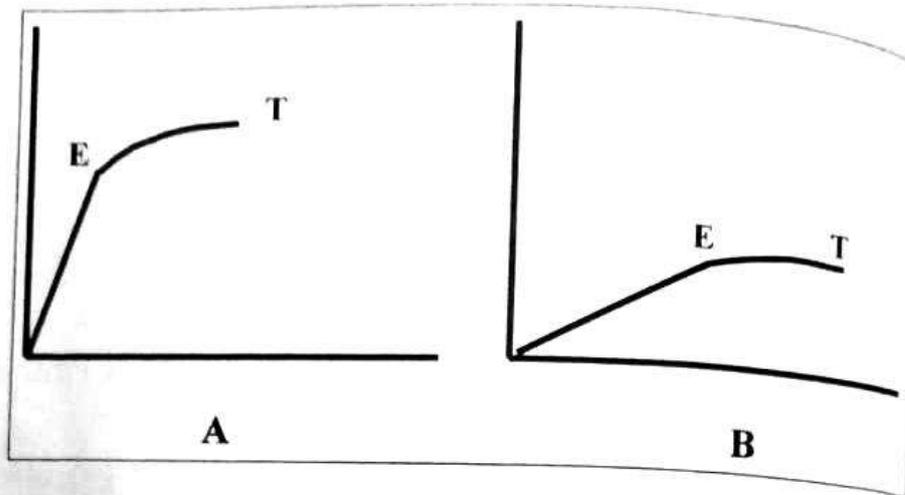


Figura 8. Curva tensión/deformación de un material rígido (A) y flexible (B).

- Fragilidad.** Es la propiedad que tienen algunos materiales de fracturarse antes que experimentar deformación permanente. Lo contrario es la **ductilidad** o **maleabilidad**, que son las propiedades que tienen algunos materiales de experimentar mucha deformación permanente bajo carga de tracción o compresión respectivamente. En la curva T/D se identifica por la distancia horizontal que existe entre el punto E y el T (Fig. 9). La fragilidad se relaciona con deformación y se mide en % de deformación para una carga dada.

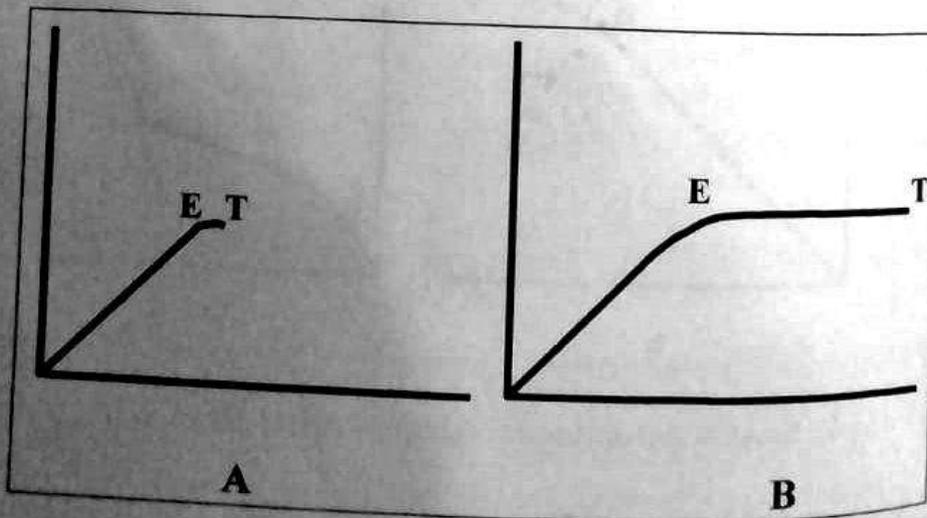
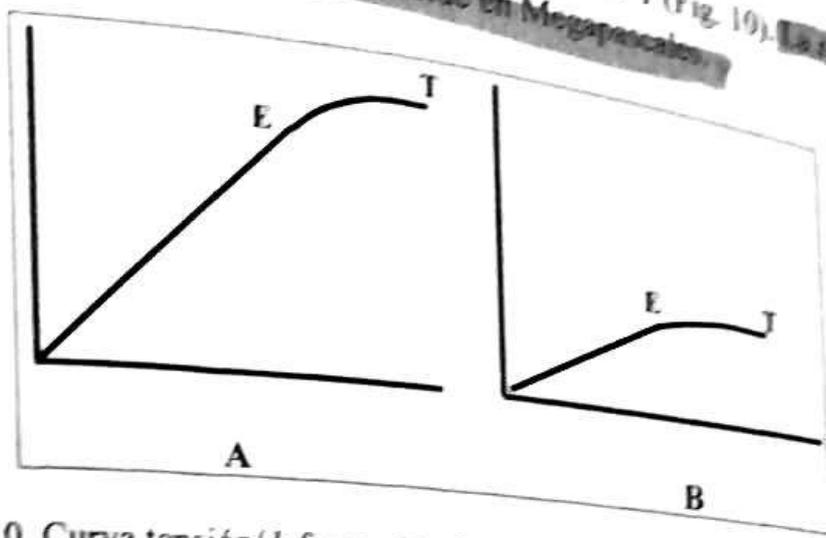


Figura 9. Curva tensión/deformación de un material frágil (A) y ductil (B).

Resistencia. Es la propiedad en algunos materiales de soportar mucha carga antes de fracturarse. Lo contrario es la debilidad que es la propiedad que tienen algunos materiales de romperse bajo cargas pequeñas. En

resistencia: blando
 curva T/D se relaciona con la altura del punto T (Fig. 10).
 se relaciona con tensión y se mide en Megapascals.

Propiedades
 Resistencia (Fuerza)
 Elasticidad / Plasticidad



+ resistencia =
 P. límite
 arriba

Figura 10. Curva tensión/deformación de un material resistente (A) y débil (B).

- Dureza.** La dureza de un material es el resultado de muchas propiedades, entre ellas la resistencia a la compresión, el límite elástico, ductilidad y resistencia a la abrasión, por lo que es difícil de definir. La definición más adecuada de dureza es: la dureza es la oposición que realiza un material a ser penetrado, hendido o rayado. Para medir la dureza de un material se utiliza el durómetro o microdurómetro y consiste en medir la huella que se produce en el material al ser penetrado por un indentador duro (Fig. 11). Lo contrario de duro es **blando** y en este caso la huella será más grande. Según

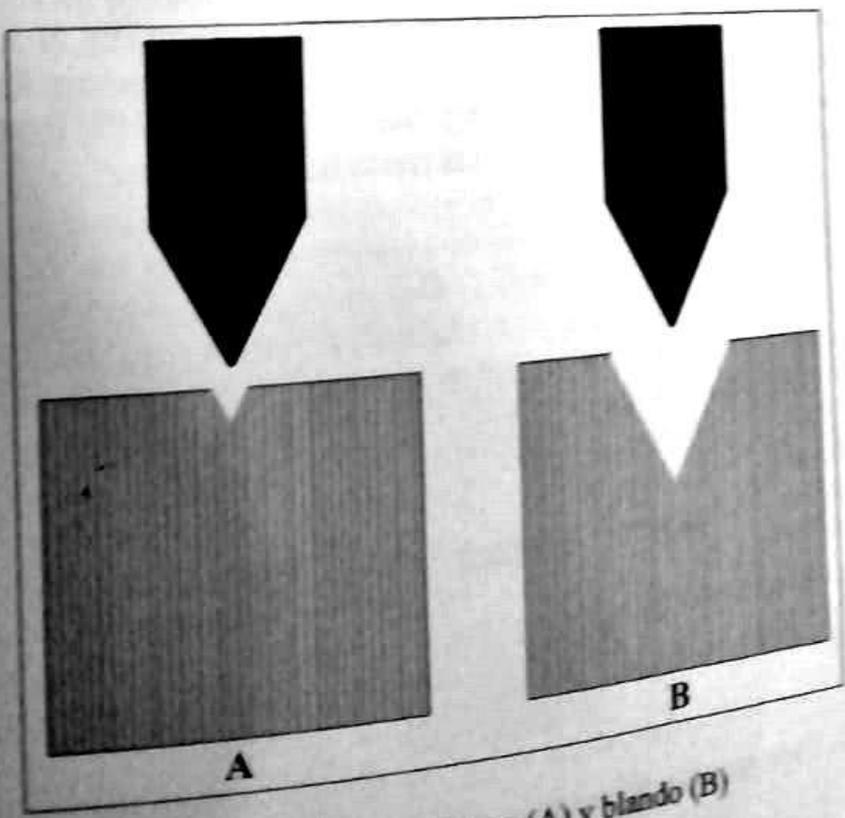


Figura 11. Material duro (A) y blando (B)

el tipo de indentador utilizado existen diversos ensayos de dureza y diversas unidades de medida, que se llaman unidades Vicker, Brinell, Knoop, etc.

- **Resistencia al desgaste:** El desgaste de un material es la pérdida de estructura superficial del mismo. El desgaste puede ser de origen mecánico debido al raspado de la superficie por sustancias abrasivas (desgaste abrasivo) o a tensiones intermitentes o microtraumatismos (desgaste por fatiga) y de origen químico por disolución o corrosión (desgaste erosivo). En la resistencia al desgaste influye la dureza del material y también la estructura, como veremos al hablar de las Resinas Compuestas.

Todas estas propiedades no se dan de manera absolutas ni aisladas dentro de cada material. El comportamiento mecánico de un material dado estará en función de la combinación y proporción de sus componentes.

Existen dos mecanismos que hacen que los materiales se comporten mecánicamente de una manera distinta: Concentración de Tensiones y Fatiga.

CONCENTRACIÓN DE TENSIONES

Como ya hemos comentado, la tensión creada sobre la superficie de un cuerpo se transmite a lo largo de todo él a través de las uniones atómicas. La estructura del material nunca es perfecta y siempre existen poros en su interior y muescas en su superficie a nivel macro o microscópico. Como las tensiones no pueden ser transmitidas por zonas donde hay una discontinuidad, tendrán que hacerlo a través de las áreas circundantes por lo que las zonas de los bordes de las irregularidades están sometidas a una tensión mayor que el resto: a esto se le llama Concentración de Tensiones. También el diseño de una estructura puede contribuir a la concentración de tensiones. Una estructura con un diseño irregular (Fig. 12) sometida a carga desarrolla una tensión siguiendo la fórmula $T = C / S$; ante superficies distintas la tensión genera una tensión distinta y se acumula o concentra en las zonas más estrechas.

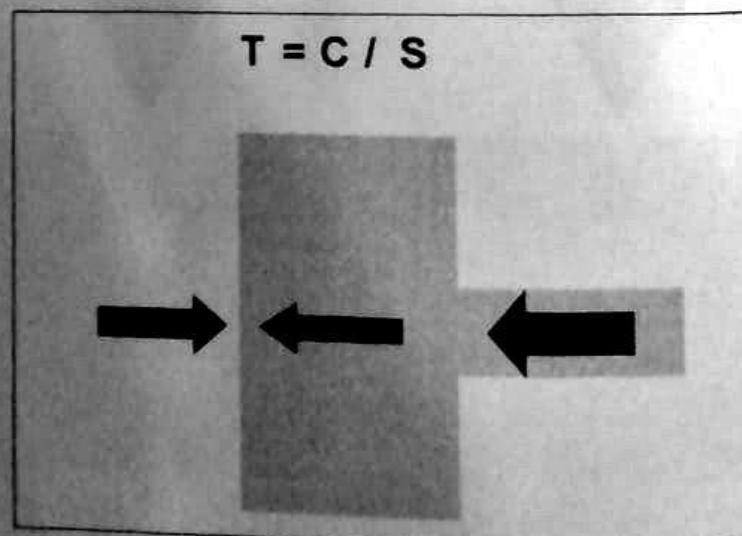


Figura 12. Concentración de tensiones debido a la menor superficie de aplicación.

FATIGA

39

La fatiga consiste en la repetición cíclica de una carga sobre un material. Estas cargas repetidas pueden formar una microgrieta sobre un defecto estructural, principalmente debido a una concentración de tensiones, que se va propagando carga a carga hasta producir el fallo del material por fatiga. En la cavidad oral se producen mecanismos de fatiga muy frecuentemente ya que la oclusión es un mecanismo cíclico muy intenso que somete a los materiales a cargas repetidas muchísimas veces a lo largo del tiempo. Se estima que los contactos oclusales pueden llegar a unos 2000 diarios. La mayoría de las fracturas y deformaciones permanentes que sufren los biomateriales odontológicos se deben a un mecanismo de fatiga.

En el mecanismo de fatiga intervienen el número de ciclos y la tensión que se aplica (Fig. 13). Con una tensión pequeña, mucho menor que su resistencia, el material soporta un número ilimitado de ciclos. A medida que aumenta la tensión y se acerca a la de la resistencia del material, disminuye el número de ciclos que puede recibir.

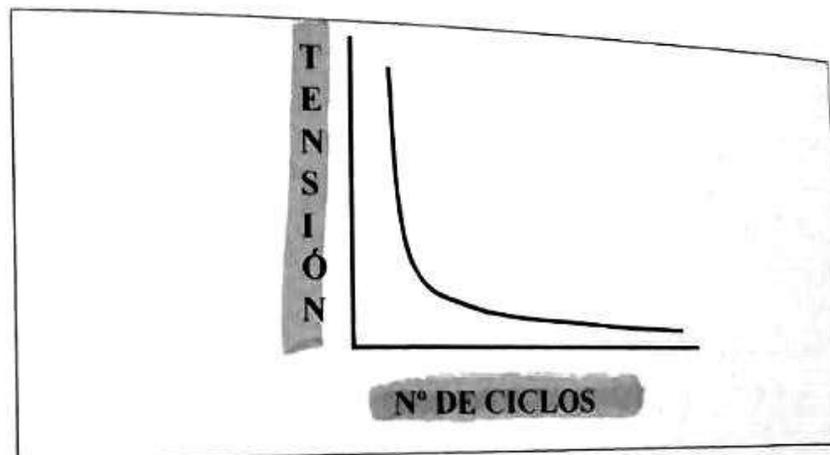


Figura 13. Gráfica de fractura por fatiga de materiales

Estos dos mecanismos que acabamos de describir, concentración de tensiones y fatiga, tienen una gran **importancia clínica**. Por un lado la ausencia de poros o burbujas, así como el pulido de la superficie, es fundamental para que no se produzcan fenómenos de concentración de tensiones que hagan que, con tensiones inferiores al límite elástico y a la resistencia del material, este se deforme permanentemente o se rompa. Por otro lado es necesario diseñar las estructuras de manera que las tensiones que reciban sean tales que soporten un número ilimitado, o muy alto, de ciclos. Como consecuencia de todo lo anterior podemos decir que el comportamiento mecánico de un material va a depender, en gran medida, de su manipulación. Ninguno de los materiales de los que disponemos actualmente tiene unas propiedades mecánicas ideales por lo que es necesario que las optimicemos en lo posible con una exquisita manipulación.

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES

Las propiedades mecánicas de los tres grandes grupos de materiales son las siguientes:

- Metales:** Podemos decir que los metales son materiales: **resistentes** que soportan altas cargas sin romperse; **dúctiles**, porque se deforman plásticamente antes de romperse; **elásticos** y **rígidos**, ya que necesitan grandes tensiones para deformarse plástica y elásticamente respectivamente, **duros** porque se oponen a ser indentados y **resistente a la abrasión**.
- Cerámicos:** Los materiales cerámicos son **resistentes a la compresión**, **débiles a la tracción**, **elásticos**, **frágiles**, **duros** y **resistentes a la abrasión**.
- Polímeros:** Los polímeros en general son **flexibles**, **plásticos**, **dúctiles**, **débiles**, **blandos** y **poco resistentes al desgaste**.

Metales	Cerámicos	Polímeros
Resistentes	Resistentes a la compresión	Flexibles
Dúctiles		
Elásticos	Débiles a la tracción	Plásticos
Rígidos	elásticos	Dúctiles
	Frágiles	Débiles
	Duros	blandos
	Resistentes a la abrasión	Poco resistentes al desgaste

CAPÍTULO 5

PROPIEDADES ÓPTICAS

Las propiedades ópticas describen el comportamiento de un material ante la luz. Para detectar este comportamiento necesitamos verlo. Para que se produzca la visión hacen falta tres elementos: Un **haz de luz** que incida sobre un **objeto**, este modifica la luz incidente y la devuelve a un **ojo-cerebro** que la recibe y se produce la visión. Para comprender las propiedades ópticas es necesario conocer cada uno de estos elementos.

LA LUZ

La luz es una radiación electromagnética que es capaz de impresionar la retina humana y producir la visión. El espectro electromagnético de la luz está comprendiendo en una banda entre los 700 y 400 nm de longitud de Onda. La longitud de onda es la medida de las radiaciones electromagnéticas y se corresponde con la distancia lineal entre dos puntos simétricos de la onda (Fig. 1). Si hacemos pasar la luz blanca por un prisma de cristal, esta se descompone dándonos los colores del arco iris. Lo que ha sucedido es que las radiaciones se han ordenado por longitudes de onda y cada una de ellas se corresponde con un color. Si tenemos una luz de una sola longitud de onda, esta será monocromática, es decir de un color concreto. Si tenemos una luz con todas las longitudes de onda del espectro visible y en la misma proporción, la suma será luz blanca.

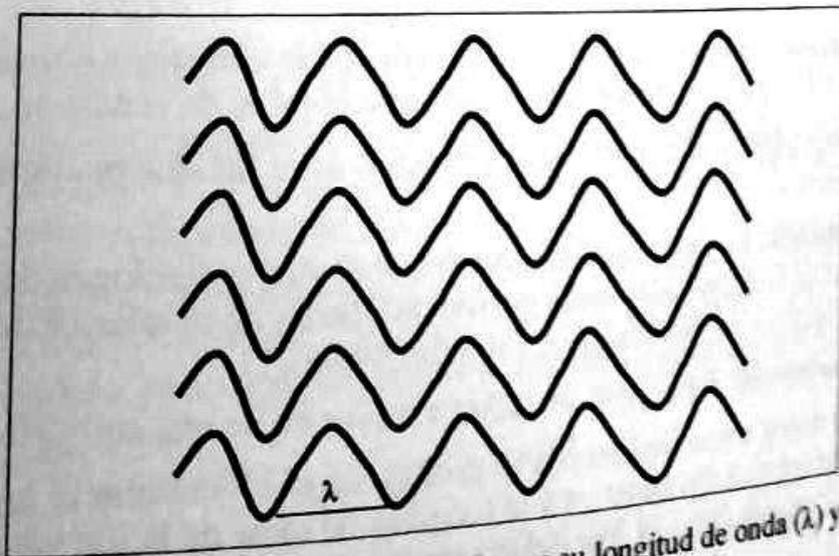


Figura 1. Radiación electromagnética definida por su longitud de onda (λ) y su potencia.

Existen tres luces básicas denominadas **primarias**, que son las correspondientes al espectro del verde, naranja y violeta. Estas luces, combinadas nos dan las **luces secundarias** que son las correspondientes al rojo y azul. Las tres luces primarias combinadas **dan el blanco**, y a que sería una radiación visible de todas las longitudes de onda

OBJETO

Cuando la luz incide sobre un objeto de un tamaño superior a la longitud de onda de la luz, esta la modifica pudiéndose producir los siguientes fenómenos ópticos (Fig. 2):

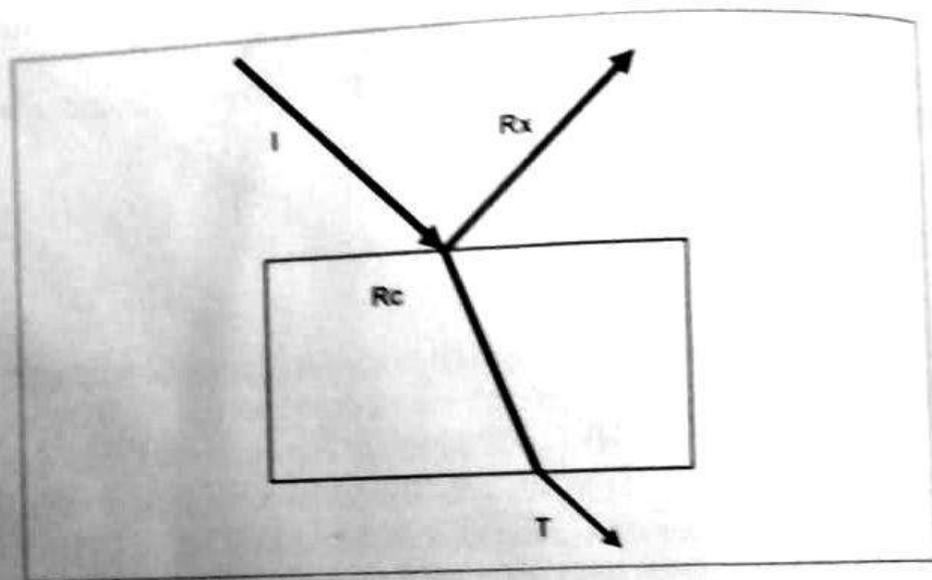


Figura 2. Cuando la luz (I) incide sobre un objeto sufre los fenómenos de reflexión (Rx), refracción (Rc) y transmisión (T).

FENÓMENOS ÓPTICOS

- **Reflexión:** Es el cambio de dirección de la luz que choca sobre una superficie. El ángulo de incidencia es siempre igual al de reflexión.
- **Refracción:** Es el cambio en la dirección de la luz que penetra en un cuerpo.
- **Absorción:** Es un mecanismo mediante el cual radiaciones de determinadas longitudes de onda quedan atrapadas en el interior del objeto. Este fenómeno determina el color del objeto.
- **Transmisión:** Es el paso de la luz a través de un objeto.

Para que todos estos fenómenos se produzcan el objeto con el que la luz debe tener un tamaño superior a la longitud de onda de la luz visible (700 nm ó 0,7 micras (Fig. 3). Por debajo de este tamaño no hay actividad

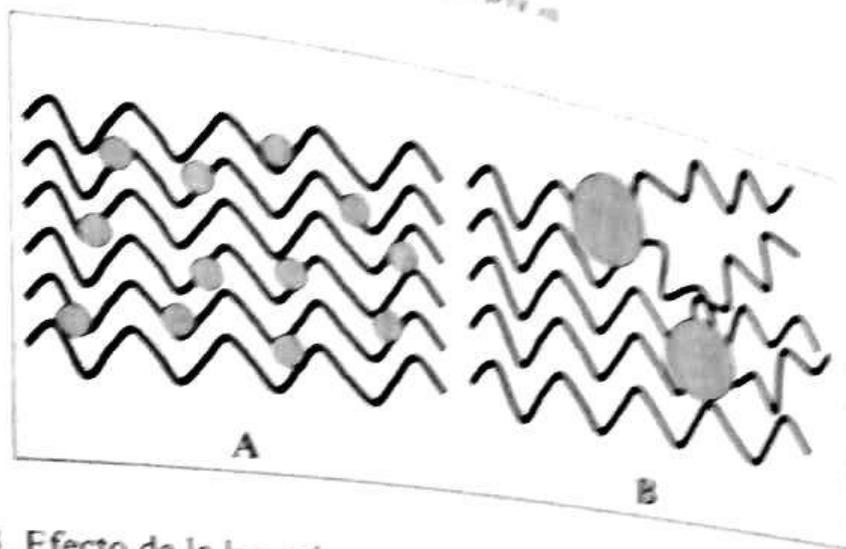


Figura 3. Efecto de la luz sobre partículas menores de $0,7$ micras (A) y mayores de $0,7$ micras (B).

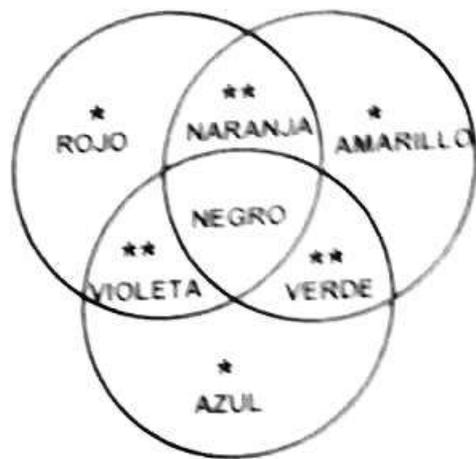
PROPIEDADES ÓPTICAS

Las propiedades ópticas de un objeto están en función de los Fenómenos Ópticos que este objeto realice con la luz incidente y por su magnitud.

COLOR

El color de un objeto viene determinado por la combinación de tres propiedades tintas: el tono, la saturación y el brillo.

- **Tono.** El Tono, también llamado **Matiz**, es lo que vulgarmente se conoce como el color y se corresponde con la longitud de onda de la luz que el objeto refleja o trasmite. Es decir, un objeto rojo reflejará luz roja al irradiarlo con luz blanca y absorberá el resto de las radiaciones, a lo que llamamos luz complementaria. Para entender esta definición tenemos que conocer estos conceptos:
 - **Colores primarios:** son los colores básicos: el rojo, amarillo y azul. Si los mezclamos a partes iguales tenemos el negro, a partes desiguales tenemos los colores tierras.
 - **Colores secundarios:** son los que provienen de la mezcla de dos colores primarios. Serían el verde (amarillo más azul), naranja (amarillo más rojo) y violeta (azul más rojo).
 - **Color complementario:** es el color secundario que mezclado con su primario da negro, y viceversa. El complementario de un color es el que le falta para el negro: rojo y verde, azul y naranja, violeta y amarillo (Fig. 4).



COLOR PRIMARIO *
 COLOR SECUNDARIO **
 COLOR COMPLEMENTARIO

Figura 4. Tono o matiz del color de los pigmentos.

Un objeto es blanco porque no absorbe ninguna luz y la refleja toda; azul porque absorbe el naranja, verde porque absorbe el rojo. Es decir un cuerpo es de un color que absorbe su complementario. Por lo tanto, el color de un objeto tiene más que ver con lo que no es que con lo que es, es decir se ve del color de la radiación que rechaza. Si un objeto blanco se ilumina con luz amarilla, no se verá blanco, sino amarillo. De la misma manera si un objeto verde se ilumina con luz roja, absorbe el rojo por definición y por lo tanto no refleja nada y se ve negro.

El **metamerismo** es un fenómeno por el cual dos objetos que se ven del mismo color con una luz se ven de distinto color con otra luz diferente. Cuando dos objetos ven iguales con una luz y distintos con otra forman un par metamérico. Cuando ven iguales con cualquier luz con que los iluminemos forman un par isomérico. Es importante que las restauraciones y el diente formen pares isoméricos, para que no se produzca metamerismo y nos suceda que ante una fuente de luz diferente, veamos la obturación de distinto color que el diente. En la práctica el metamerismo se produce porque el diente tiene matices en la gama de los azules. La luz con la que iluminamos en la consulta suele ser incandescente, que tiene mucho amarillo poco azul. Al realizar la restauración la vemos igual que el diente pero al salir a la calle e iluminarse con luz blanca el diente manifiesta los tonos azules pero la obturación no, por lo que se ven diferentes.

- **Saturación o Intensidad:** Es la cantidad de radiación correspondiente al tono o matiz que refleja o transmite un objeto. Por ejemplo, en un vaso se disuelve una gota de pintura azul y se ve el agua azul. Si disolvemos diez gotas el agua se sigue viendo del mismo tono azul, pero más saturado.

- **Valor o Brillo:** Es la cantidad de radiación correspondiente al blanco que refleja o transmite un objeto. A más cantidad de blanco, más valor. El valor de los colores se detecta cuando una fotografía en color la pasamos a blanco y negro y vemos escala de grises (Fig. 5).



Figura 5. Valor o brillo.

TRASPARENCIA

La transparencia es la capacidad que tiene un objeto de dejar pasar la luz a su través (Fig.6). Un objeto transparente deja pasar toda la luz incidente y vemos nítidamente a través de él. Un objeto traslucido deja pasar la luz solo parcialmente y a su través vemos contornos borrosos. Un objeto opaco no deja pasar nada de luz y a su través no vemos absolutamente nada.

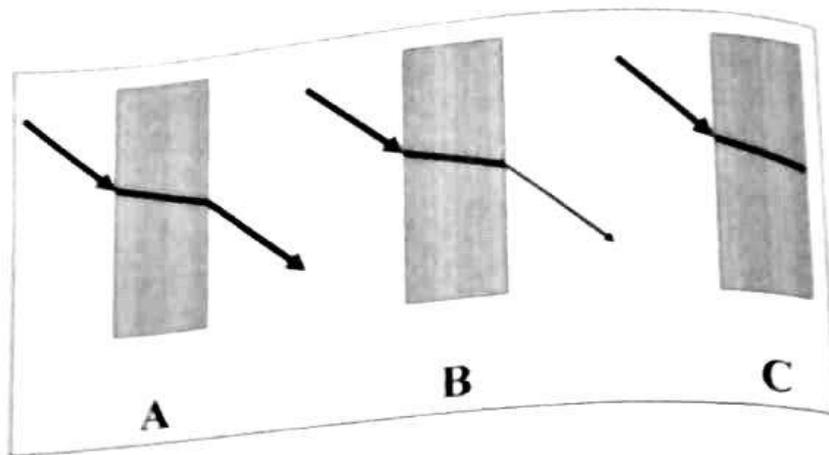


Figura 6. Transparencia: transparente (A), translúcido (B) y opaco (C).

BRILLO

El brillo es una propiedad óptica de superficie que consiste en que superficies lisas reflejan o transmiten la luz de forma especular o paralela y el ojo recibe una gran cantidad de radiación luminica (Fig. 7). Lo contrario de brillante es mate, el que una superficie rugosa produce una transmisión o reflexión de la luz de forma difusa con haces divergentes. En estos casos el ojo recibe mucha menos cantidad de luz, el cuerpo es poco luminoso. Para conseguir que una superficie mate se vuelva brillante utilizamos la técnica del pulido.

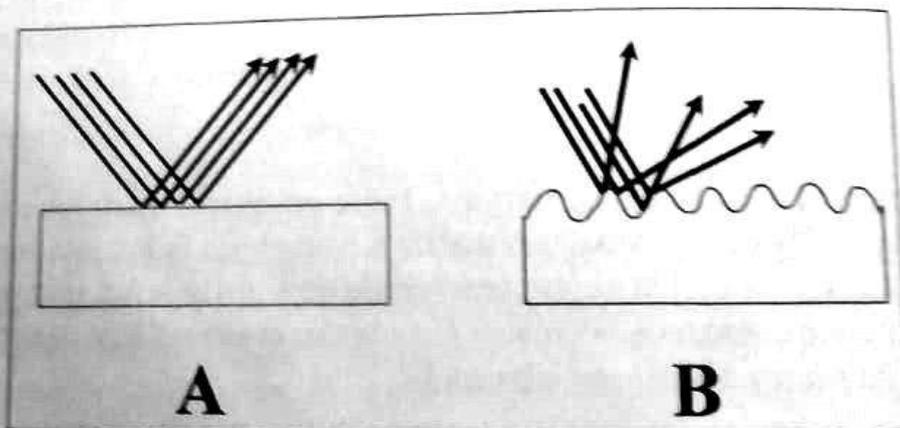


Figura 7. Brillo: brillante (A) y mate (B).

LUMINOSIDAD

En lenguaje coloquial decimos que un objeto es luminoso cuando refleja mucha cantidad de luz. Esta luminosidad le viene dada por todas sus características. Un objeto blanco es más luminoso que cualquier otro, porque no absorbe radiación luminosa; el alto valor y saturación produce más luminosidad.

un buen pulido. La transparencia disminuye la luminosidad debido a que tiende a reflejar menos luz, ya que la trasmite. La fluorescencia y opalescencia, que veremos a continuación, también hacen a un objeto más luminoso.

FLUORESCENCIA

La fluorescencia es la capacidad que tienen algunos objetos de modificar la longitud de onda de la luz incidente, transformando radiación no visible en luz. Esto le da al cuerpo un aspecto muy luminoso. El diente es ligeramente fluorescente por lo que es necesario que los materiales de obturación estéticos también lo sean, para que en la oscuridad se vean ambos de la misma manera.

OPALESCENCIA

La opalescencia es un reflejo lechoso que se produce en un medio transparente. Su nombre viene del aspecto que tienen los Ópalos. Es un comportamiento poco habitual, ya que asocia una sensación de luminosidad, mucha cantidad de luz, con la transparencia. Los dientes tienen una cierta opalescencia y por eso ya han salido al mercado materiales opalescentes.

MIMETISMO

Es la capacidad de un objeto de adaptarse al color del entorno. En general tenemos materiales bastante miméticos con respecto al tono y la saturación, pero el valor y la luminosidad son más difíciles de mimetizar. Esto hace que el 80% de la estética de una restauración sea debida al valor y a la translucidez conseguida.

RECEPTOR

El receptor que capta la luz que sale del objeto es el ojo humano con sus conexiones nerviosas al cerebro que es el que la interpreta. Por lo tanto, el ojo humano es un receptor sensitivo que produce una serie de **Fenómenos Ópticos**:

SATURACIÓN DEL RECEPTOR

Todos los receptores sensitivos del hombre se saturan. Cuando se satura la visión lo hace para una determinada longitud de onda, rojo, verde, etc, por lo tanto no se ve ese color, solo ve el color complementario. Por lo tanto, a la hora de elegir el color de un diente no podemos mirarlo durante mucho tiempo ya que entonces nos saturamos de él y no lo vemos.

27.000
27.000
20.000

VISIÓN COMPARATIVA

El cerebro humano está más preparado para detectar diferencias de manera comparativa (Fig. 8). También sucede así con los colores, uno ve más claro o más oscuro según sea el color de su entorno. También se ve grande o más pequeño según el color del entorno. Siguiendo las leyes de perspectiva, los objetos más claros se perciben más hacia adelante y mejores que los más oscuros.

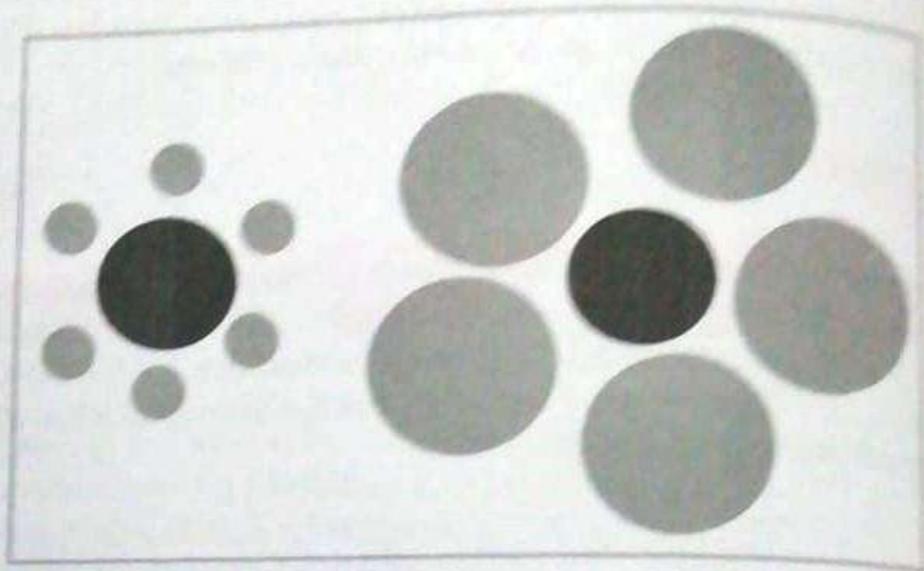


Figura 8. Visión comparativa: el tamaño de los círculos negros varía en función del tamaño de los círculos grises del entorno, aunque son exactamente iguales.

ADAPTACIÓN CROMÁTICA

Este fenómeno consiste en que el cerebro tiende a ver un color de un modo más natural, es decir adapta el color visualizado al que debería de ser. Por ejemplo, los colores de la televisión no son naturales pero los integramos como normales.

PATOLOGÍA OCULAR

Existen algunas enfermedades que pueden alterar la percepción de un color de una distinta medida, desde un leve daltonismo hasta una ceguera para los colores.

FACTORES QUE AFECTAN AL COLOR

Atendiendo a lo anteriormente expuesto podemos entender que el color de un objeto no es una cosa objetiva e independiente, sino que va a estar afectado por el entorno.

del color de la luz con la que se ilumine el objeto, de las características ópticas concretas de ese objeto y de factores inherentes al receptor, como la saturación momentánea o el daltonismo.

Todos estos conceptos van a ser fundamentales a la hora de la práctica clínica, tanto para la selección del color del material que va a sustituir al diente, como en la consecución de un aspecto natural.

GUÍA DE COLOR

La guía de color es un muestrario de colores para cada material. Lo ideal sería que la guía de colores estuviera estandarizada para todos los materiales con el fin de que el entrenamiento fuera más fácil, ya que el ojo se acostumbra a los colores de una guía. Sin embargo, esto no sucede ya que las distintas guías de colores, para una misma referencia, presentan colores distintos.

Las guías de colores solo diferencian el tono, con una letra, y la saturación, con un número. El valor no lo tiene en cuenta, por lo que tenemos que alcanzarlo mediante el pulido y realizando técnica estratificada.

TOMA DE COLOR

La toma del color consiste en escoger una muestra de la Guía de Colores con un color igual al del diente. La referencia o número de la muestra se correlacionará con el código del material restaurador. Para realizar una correcta toma del color es necesario tener en cuenta una serie de consideraciones teóricas:

- Utilizar luz blanca, con el fin de evitar fenómenos de metamerismo, y en su defecto, iluminar sucesivamente el diente y la guía de colores con varias luces que abarquen todo el espectro de la luz blanca.
- Eliminar entornos hiper cromáticos, como pueden ser el dique de goma o los labios pintados, ya que nos van a modificar la luz incidente, y ya no será blanca sino del color del dique o de la pintura de labios.
- Humedecer el diente, para conseguir una mayor naturalidad.
- No mirar fijamente al diente y a la guía de colores durante mucho tiempo para no saturar el receptor.

EFFECTO DOBLE CAPA

Este efecto consiste en que se puede ver un objeto a través de una capa transparente, pero el aspecto que tendrá no es el mismo que si se ve directamente. La capa transparente no se ve pero se nota.

Las estructuras dentarias, esmalte y dentina, tienen propiedades ópticamente diferentes: la dentina es opaca y el esmalte translúcido. También hay que tener en cuenta la fluorescencia y la opalescencia. Todo esto le da a los dientes simultáneamente opacidad y mucha luminosidad. Para conseguir esto en restauraciones es necesario colocar distintas capas con materiales de distintas características ópticas.

DISTRIBUCIÓN DEL COLOR

A la hora de reconstruir un diente tenemos que tener en cuenta que la distribución del color en ellos no es uniforme. En general, los cuellos de los dientes son más oscuros y opacos que la parte central y el borde incisal, que es más transparente. Los dientes no todos tienen el mismo color; los molares son los más oscuros, después los premolares y los más claros los incisivos. Pero esto cuando tomemos el color de un diente nos tenemos que fijar en su homólogo contralateral, para que la boca restaurada tenga armonía y simetría.

CAPÍTULO 6

PROPIEDADES REOLÓGICAS, TÉRMICAS Y ELÉCTRICAS

PROPIEDADES REOLÓGICAS

Las propiedades reológicas estudian el comportamiento de los fluidos sometidos a carga mecánica. La estructura sólida, al tener forma definida, cuando se somete a carga se deforma y se tensiona. Sin embargo la estructura líquida, al no tener forma definida, cuando se somete a carga no se deforma sino que al cambio producido en la posición de los átomos se le llama fluencia, y tampoco se produce tensión, ya que esta se libera con la fluencia.

VISCOSIDAD ✓

La propiedad que define el comportamiento reológico es la Viscosidad. La viscosidad es la resistencia que opone un fluido a la fluencia. Lo contrario de la viscosidad es la Fluididez. La viscosidad (V) se define como la relación entre la presión (P) o carga ejercida y la tasa de deslizamiento (TD), según la fórmula:

$$V = P / TD$$

Todo esto se entiende muy bien si introducimos un fluido en una jeringa y apretamos el embolo (P); si sale poco fluido por el extremo (TD) decimos que el fluido es viscoso, si sale mucha cantidad decimos que es fluido.

La viscosidad de un líquido no siempre es constante, suele estar relacionada con otras variables.

TEMPERATURA

La viscosidad de un líquido depende de la temperatura. A alta temperatura los líquidos son más fluidos mientras que a baja temperatura son más viscosos. Esto es debido a que la energía térmica hace más débiles las fuerzas de atracción entre las moléculas, que suelen ser fuerzas de Van der Waals.

Más débiles las fuerzas de atracción

PRESIÓN

Existe una relación entre la viscosidad que presenta un fluido y la a la que está sometido. Es función de cómo sea esa relación tenemos de de comportamiento (Fig. 1):

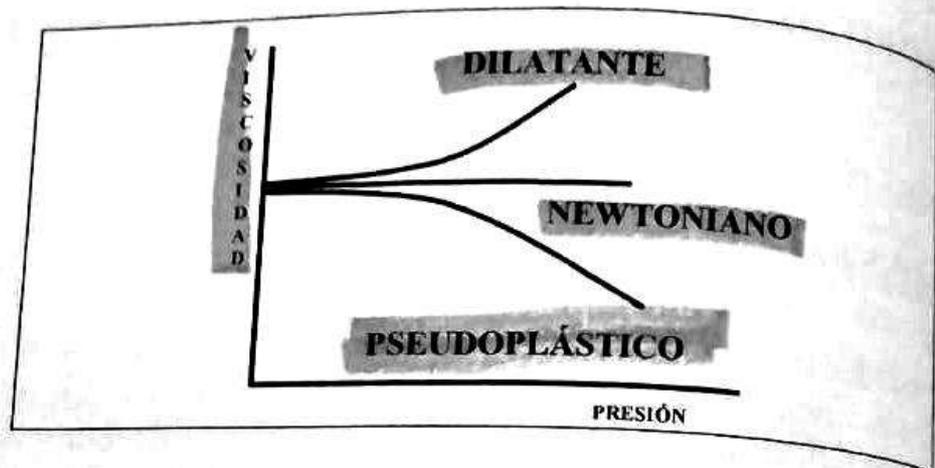


Figura 1. Tipos de fluidos según la respuesta de su viscosidad a la pre

- **Comportamiento Pseudoplástico:** es el que tienen los líquidos comprimidos se hacen más fluidos y al cesar la compresión vuelven más viscosos. ✓
- **Comportamiento dilatante:** es el comportamiento contrario al comprimir el líquido se vuelve más viscoso. ✓
- **Comportamiento Newtoniano:** existe una relación lineal, la es independiente, la compresión no produce alteración de la v

Estos comportamientos son específicos de cada material. En odontología utiliza ningún material con comportamiento dilatante, pero si es muy inusual el comportamiento pseudoplástico ya que durante la colocación del material en la jeringa este se hace más fluido, que es lo que normalmente deseamos.

VIBRACIÓN

Mediante un mecanismo parecido a lo que sucede en el comportamiento pseudoplástico, algunos geles sometidos a vibración o sacudidas se vuelven más fluidos. A este comportamiento se le denomina **tixotrópico** y es muy utilizado en odontología (ver capítulo 18).

FRAGUADO

Cuando durante la manipulación de un material se induce una reacción de fraguado, la viscosidad del mismo se va incrementando con el tiempo hasta que el material se convierte en un sólido y comienza a tener propiedades mecánicas. Un material se considera sólido cuando podemos medir su Módulo Elástico. Por lo tanto a medida que avanza el fraguado implica una disminución de la fluidez y un aumento de la viscosidad, lo que tiene una gran importancia en el manejo de los Materiales Odontológicos.

PROPIEDADES TÉRMICAS

Definen el comportamiento de los materiales ante la energía térmica o calor.

CONDUCTIVIDAD

Tanto la **Conductividad** como la **Difusividad** nos dan idea del paso de la energía térmica (calor) a través de la materia. Cada uno de estos conceptos tiene su propia fórmula que consideramos no necesaria conocer para comprender el comportamiento térmico de los materiales. De estos dos conceptos extraemos uno nuevo que sí es fundamental para nosotros: el de **aislante térmico**.

AISLANTE TÉRMICO

Decimos que un material es un aislante térmico cuando bloquea el paso de calor o no lo transmite a su través. La capacidad de aislar de un material está en función directa de su espesor y en razón inversa de la raíz cuadrada de su conductancia. Esto significa que en la efectividad de un aislante es más importante que su espesor sea significativo que la capacidad intrínseca que tenga el material para aislar. Por ello para que un aislante térmico funcione debe tener un espesor de 2 mm. como mínimo.

COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA

Si calentamos un objeto le aportamos energía calorífica. Esta energía hace que los electrones giren en las órbitas alrededor del núcleo con mayor amplitud lo cual se transforma en que el objeto, formado por átomos, se hace mayor. Al retirar la fuente de energía el objeto se enfría y vuelve a su tamaño original. El incremento de longitud

($\Delta l = l_f - l_o$) que sufre un cuerpo al calentarse va a depender de la longitud inicial (l_o) del objeto, ya que no va a incrementar igual un cuerpo pequeño que un cuerpo muy grande, y el incremento de temperatura ($\Delta t = t_f - t_o$) que sufre. Además, el incremento va a ser diferente en función de la estructura del material, que denominamos Coeficiente de Expansión Térmica (CET) y que aparece como un factor de corrección a la fórmula que es constante para cada material.

$$\Delta l = l_o (\Delta t) CET$$

$$CET = \Delta l / l_o (\Delta t)$$

Definimos por lo tanto el Coeficiente de Expansión Térmica como el incremento de longitud que experimenta un cuerpo de 1 cm de longitud por cada grado centígrado que incrementa su temperatura en 1° centígrado. Por lo tanto, para dos objetos de materiales que tengan diferentes coeficientes de expansión térmica, el de mayor coeficiente de expansión térmica expandirá más que el de menor coeficiente de expansión térmica. Si tenemos unidos dos cuerpos de diferentes coeficientes de expansión térmica e iguales dimensiones, tanto al calentarlos como al enfriarlos seguirán teniendo las mismas dimensiones. Si los coeficientes de expansión térmica son diferentes, la igualdad de dimensiones se pierde al calentarlos y se recupera al enfriarse. Lo mismo sucede cuando los objetos se unen. Esto repercutirá en su unión.

Cuando restauramos un diente con un material que no tenga el mismo coeficiente de expansión térmica que el diente, cada vez que tomamos algo caliente o frío, el diente y el material de obturación expanden o contraen en distintas direcciones, pudiéndose producir la separación de las interfases con el frío o bien la formación de las paredes cavitarias con el calor (Fig. 2). Por ello es necesario que los restauradores dentales tengan el mismo coeficiente de expansión térmica que el esmalte y la dentina.

El Coeficiente de Expansión Térmica de un material va a estar en función de la intensidad de sus fuerzas cohesivas. A mayor cohesión menor Coeficiente de Expansión Térmica. Por lo tanto los materiales cerámicos serán los de menor Coeficiente de Expansión Térmica, seguidos de los metales y por último los plásticos que tienen un Coeficiente de Expansión Térmica mayor.

PROPIEDADES ELÉCTRICAS

Los metales tienen un potencial de electrodo, que será mayor a menor según la capacidad de ceder o no electrones. Esta cualidad nos permite clasificar a los metales según su potencial de electrodo. A mayor potencial de electrodo el metal es más noble y a menor potencial de electrodo es menos noble.

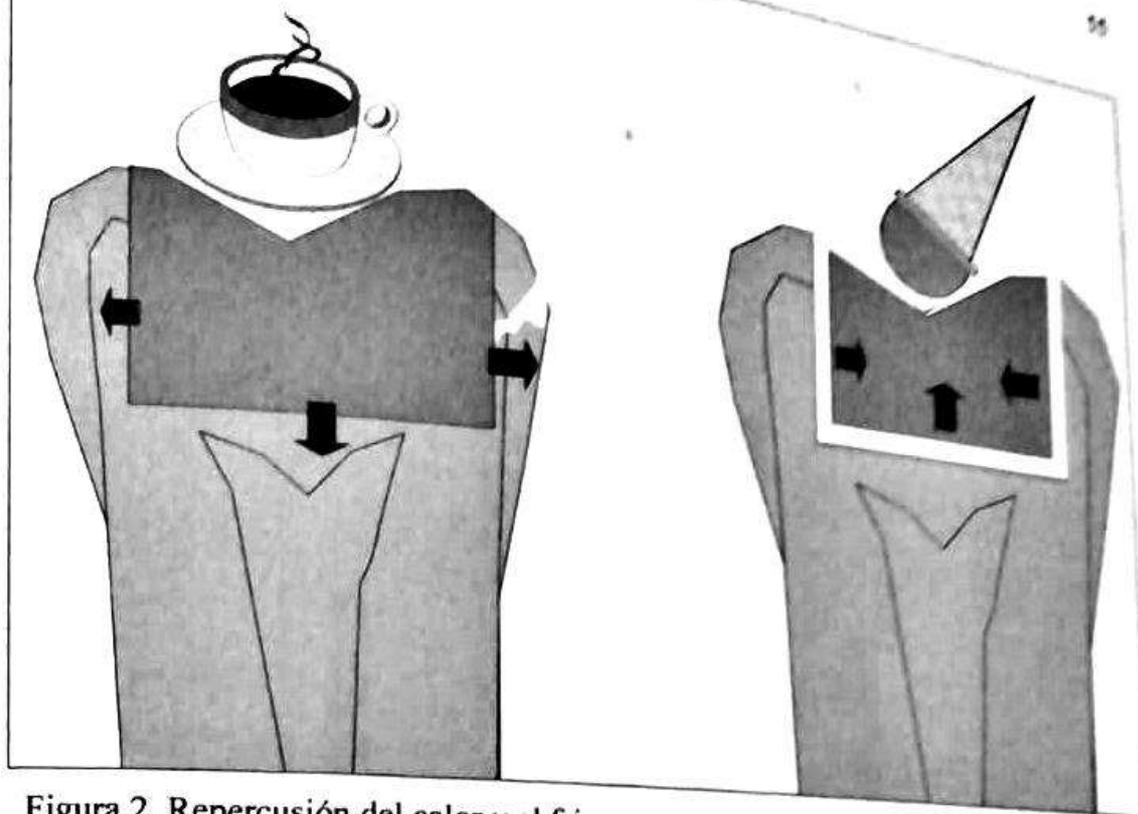


Figura 2. Repercusión del calor y el frío en una restauración con un CET mayor que el del diente.

su capacidad de oxidación es mayor; el potencial de oxidación es inverso al potencial de electrodo.

Las propiedades eléctricas son la respuesta de los materiales a estos cambios electroquímicos. En la boca no se producen muchos fenómenos eléctricos ni de gran intensidad, pero si son de interés los siguientes:

PASIVACIÓN

La oxidación de un metal forma óxidos superficiales, ya que todos los metales tienen la capacidad de reaccionar con el medio que los rodea. Estos óxidos estabilizan el metal y lo hacen menos reactivo, ya que desde el punto de vista químico los óxidos son más estables que el metal. En algunos casos, existen metales como el Titanio, Níquel y Cromo que se oxidan tan rápido y tan superficialmente que el metal se vuelve inactivo, como si fuera noble, es decir **pierde su capacidad de oxidación**. A este proceso se le denomina pasivación.

CORROSIÓN

Cuando el fenómeno de oxidación continúa los óxidos van debilitando la estructura, ya que son químicamente más estables pero mecánicamente más débiles.

puede perderse parte de...
 siempre un inconveniente. Todos estos...
 a boca o un metal con dos fases (conductor de 1ª clase) en un medio electro...
 que los pone en contacto, como la saliva (conductor de 2ª clase), forman...
 electrogalvánica o **celdas galvánicas** (Fig. 3), donde hay un paso de cor...
 eléctrica entre los dos metales, por diferente potencial de electrodo y la...
 del metal menos noble o con mayor potencial de oxidación. Estas celdas galv...
 e pueden producir:

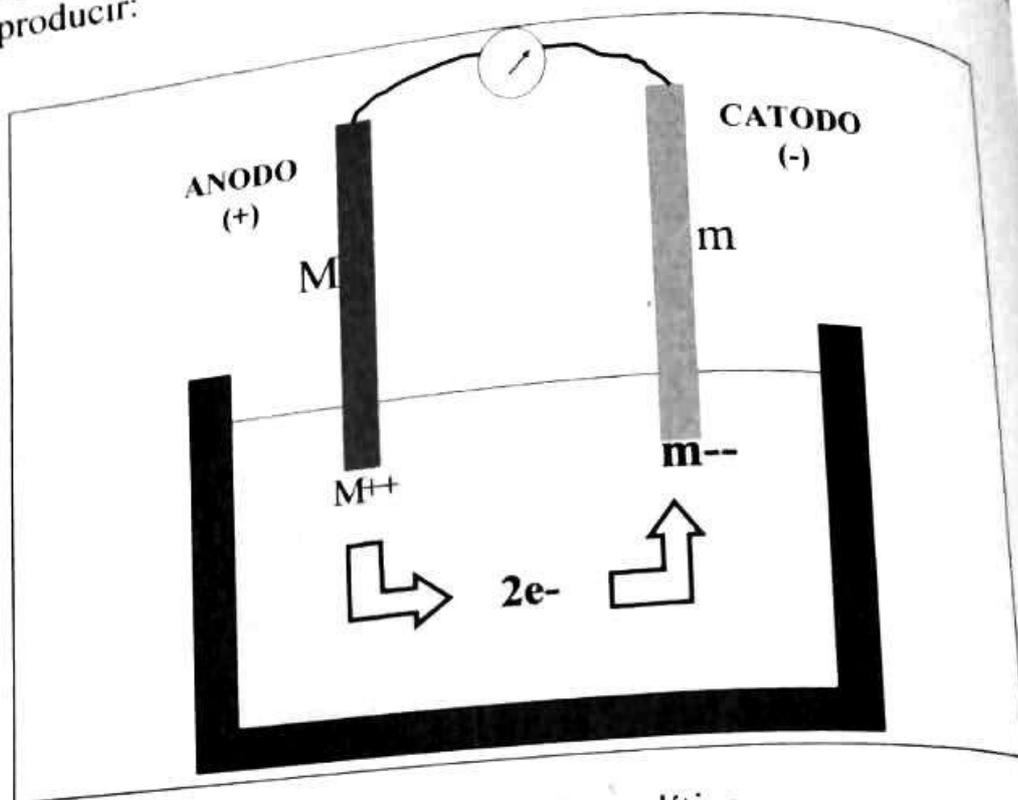


Figura 3. Celda electrolítica.

- **Entre dos metales diferentes.** Esto es debido a que siempre hay una diferencia de potencial electropositivo que otro y por lo tanto hay una diferencia de potencial.
- Entre dos zonas de una aleación con **estructura heterogénea**, lo que condiciona una zona más electropositiva que la otra.
- En zonas de **superficies irregulares**, en las que se produce una concentración de electrolitos. Esta concentración de electrolitos produce una diferencia de potencial con la zona donde los electrolitos son bañados por la saliva.
- En **zonas sometidas a tensión**, mediante un mecanismo complejo que nos interesa.

Todas estas situaciones mencionadas favorecen por lo tanto la corrosión, por lo que es necesario eliminarlas o minimizarlas en las restauraciones en boca:

- **Utilizando metales nobles.**
- **Pasivando los metales no nobles.**

- Utilizando estructuras metálicas tratadas térmicamente, de manera que sean homogéneas.
- Puliendo adecuadamente todas las estructuras metálicas en contacto con la cavidad oral.

Por otro lado, la oxidación hace que el metal se **deslustre** y se **pigmente**, sin embargo esta propiedad es beneficiosa en algunos casos, ya que los óxidos pueden **sellar** el espacio entre el metal de una restauración y el diente.

GALVANISMO

Podemos deducir que dos metales en boca son capaces de producir corrientes eléctricas. A veces colocamos en un diente una amalgama y en otro una corona de oro, otras el paciente lleva una prótesis esquelética de metal y se introduce una cuchara en la boca, etc. Cuando se produce la corriente eléctrica el diente portador del metal puede sentir un calambre y a este fenómeno le denominamos galvanismo. En ocasiones se puede, incluso, producir lesiones en la mucosa por el mismo fenómeno descrito.

CAPÍTULO 7

FENÓMENOS DE SUPERFICIE

Todas las propiedades estudiadas están en relación con la estructura del material y se dan en toda la masa del mismo. Pero existen una serie de fenómenos que se producen en la superficie de cualquier cuerpo, sólido o líquido, y que son debidos a que la estructura no es igual en superficie y entre ellos se encuentran la **humectancia**, la **capilaridad**, la **hidrofilia**, la **adsorción**, la **absorción**, la **sinterización** y la **adhesión**. Todos estos fenómenos están relacionados entre sí y se basan en el desequilibrio energético que existe en la superficie del material, lo que conocemos como **energía superficial**.

ENERGÍA SUPERFICIAL

Si observamos la distribución de los átomos de un material sólido (Fig. 1), vemos que los átomos del interior del material se mantienen en sus posiciones espaciales perfectamente equilibrados por la acción de las fuerzas de atracción y repulsión que rodean a los átomos en todas las direcciones del espacio. Sin embargo, la última capa situada en la superficie del material, al no tener ninguna otra

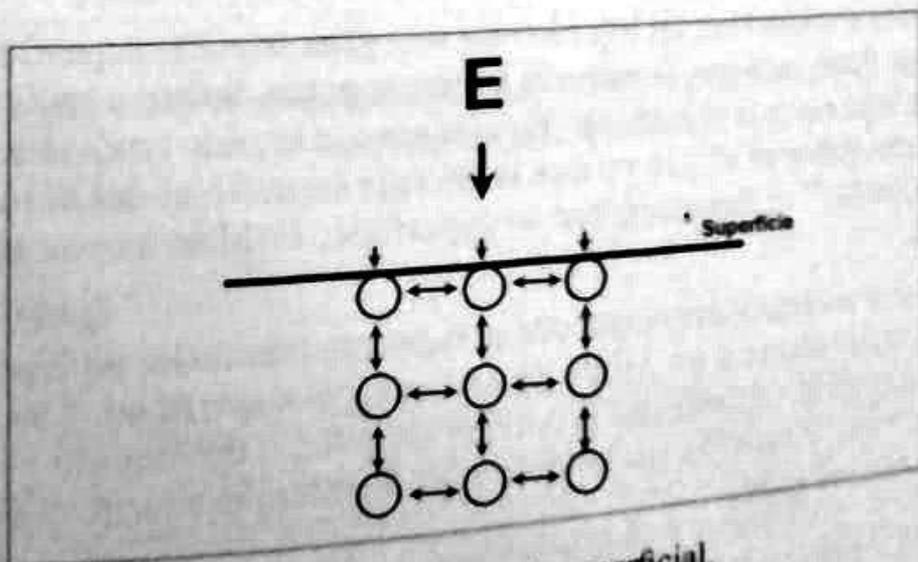


Figura 1. Energía superficial.

capa de átomos encima de ella, presenta un claro desequilibrio en estas fuerzas de atracción y repulsión. La resultante de este desequilibrio de fuerzas es lo conocemos como Energía Superficial, que es una energía que tiende a atraer a otras sustancias hacia la superficie del material.

En el caso de los líquidos sucede lo mismo y podemos decir que existe una tensión que forma, en la capa más externa de los moléculas del líquido, una membrana tensa que ejerce una fuerza que va hacia él interior y que actúa como una piel, resistiendo la extensión o la penetración. A esta tensión de la superficie se le denomina **Tensión Superficial**. Un líquido, como cualquier otro material en reposo, tiende a estar en el estado de equilibrio energético donde exista menor energía posible. Dado que los líquidos pueden cambiar su forma, todo líquido, espontáneamente, tiende a disminuir su superficie, es decir, a distribuir su volumen exponiendo la menor cantidad de superficie para tener la mayor estabilidad energética. Es por este mecanismo por el que los líquidos forman gotas. También por esto, cuando se ponen en contacto dos gotas de un mismo líquido se unen para formar una mayor y reducir así la relación superficie/volumen.

Esta energía y tensión superficial va a depender, de las fuerzas internas (cohesivas) que presentan entre sí los átomos y las moléculas del material. Son por tanto mayores en los materiales cerámicos, cuyas uniones internas son fundamentalmente covalentes, algo menores para los materiales metálicos y menores para los materiales orgánicos, cuyos enlaces interatómicos fundamentales son iónicos y uniones secundarias de Van der Waals.

HUMECTANCIA

La humectancia es la capacidad que tiene un sólido de ser mojado por un líquido y viceversa. También se denomina humectabilidad o mojabilidad. Estamos hablando por lo tanto, de lo que sucederá al poner en contacto un sólido con un líquido. En esta situación enfrentamos una energía superficial del sólido que actúa hacia su superficie y una tensión superficial del líquido que tiende a mantenerse en una gota redonda (Fig. 2).

Nos podemos encontrar un líquido con una gran tensión superficial, es decir, un líquido que tiene una gran tendencia a formar gotas, frente a una superficie de un sólido con baja energía superficial. En este caso el líquido tenderá a permanecer formando gotas sobre el sólido ya que la energía superficial del sólido no es capaz de "extender" el líquido sobre su superficie. Hablamos entonces de una mala humectancia.

También nos podemos encontrar con el supuesto contrario; un líquido con una baja tensión superficial frente a un sólido de alta energía superficial. Esa alta energía superficial, tenderá a contrarrestar la tensión superficial del líquido y lo extenderá sobre la superficie del sólido, mojándolo más. Hablamos entonces de un líquido que humecta bien al sólido.

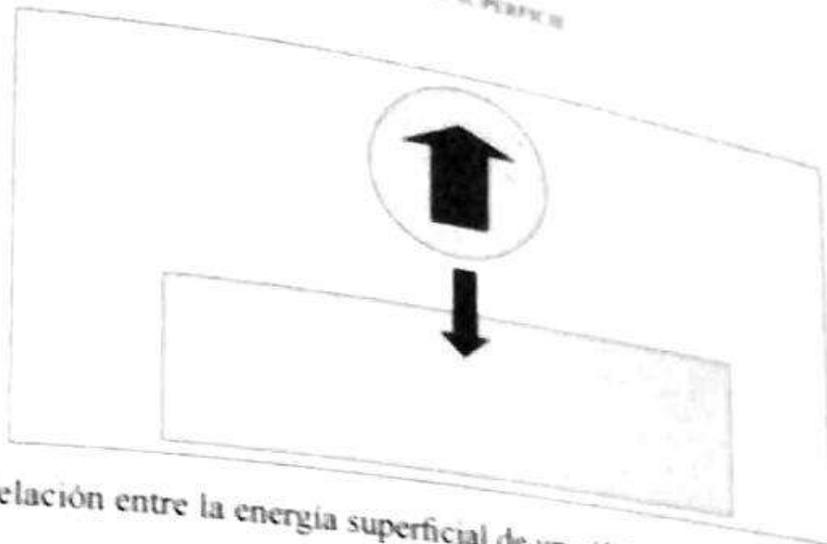


Figura 2. Relación entre la energía superficial de un sólido y la tensión superficial de un líquido.

La humectancia, se mide por el **ángulo de contacto**, que es el ángulo que forma la tangente a la superficie del líquido con la superficie del sólido en el punto de contacto de ambos (Fig. 3). Cuando este ángulo es 90° o mayor decimos que el líquido no humecta al sólido, si el ángulo es menor de 90° hablamos de que el líquido humecta al sólido. Cuanto menor sea este ángulo mayor es la humectancia. La humectancia va a ser una propiedad fundamental cuando hablemos de adhesión.

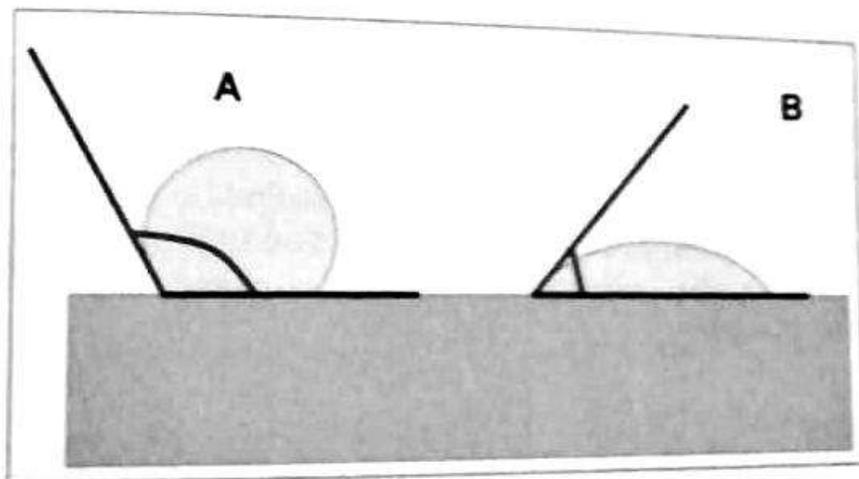


Figura 3. Ángulo de humectancia mayor de 90° : baja humectancia (A); menor de 90° : alta humectancia (B).

CAPILARIDAD

La capilaridad es otro fenómeno superficial de vital importancia para la adhesión. Se fundamenta en los mismos fenómenos de tensión superficial del líquido y energía superficial del sólido, con ciertas particularidades. En este caso no hablamos de una superficie lisa y una gota de líquido sino de un capilar, es decir, un cilindro hueco de pequeño calibre, en contacto con un líquido. Cuando introducimos un

capilar en un líquido, la energía superficial de las paredes internas del capilar a hacer ascender el líquido por el interior del mismo. La altura a la que el líquido, dependerá de la energía superficial del sólido y la tensión superficial del líquido del que estamos hablando. La capilaridad se define en función de la altura a la que es capaz de llegar ese líquido. Este fenómeno tiene gran trascendencia en estructuras tubulares o porosas, como la dentina, a la hora de que los agentes nocivos penetren en ella.

HIDROFILIA

Es este otro fenómeno que, sin ser propiamente un fenómeno de superficie, también se relaciona con ellos. La hidrofilia es un fenómeno más complejo que el de la tensión superficial. En parte se puede explicar por la Tensión Superficial del líquido relacionado con la del agua. Cuando un líquido determinado entra en contacto con el agua, la Tensión Superficial de cada uno va a ser distinta. Cuando la Tensión Superficial del líquido es bastante superior a la del agua, ambos elementos tienden a no mezclarse y estamos hablando de **Hidrofobia**. Sin embargo, si la Tensión Superficial del líquido es inferior a la del agua facilitará la mezcla con el agua y a este fenómeno lo llamamos **Hidrofilia**.

ADSORCIÓN

Este fenómeno, basado también en la Energía Superficial, se produce cuando pequeñas partículas de un sólido entra en contacto con la superficie de otro sólido. En estos casos se produce una atracción de las partículas pequeñas hacia la superficie del sólido y estas permanecen en cierto modo "atrapadas" por el fenómeno. Esto es lo que sucede, en un ejemplo de lo cotidiano, cuando el polvo se deposita en la superficie de los muebles.

ABSORCIÓN

Este nuevo fenómeno de superficie se produce cuando elementos pequeños de un material, en contacto con una superficie y debido a la Energía Superficial de la misma son atraídos hacia ella e introducidos en su interior formando parte de su estructura. Es lo que ocurre cuando el oxígeno entra en contacto con algunos materiales formando parte de su estructura y cambiando las propiedades de dicho material.

SINTERIZACIÓN

Si la masa de un material sólido es pequeña, por tanto su peso pequeño, y su proporción superficie/masa grande, nos encontramos ante partículas con un desequilibrio energético superficial muy importante. Si aproximamos varias partículas de estas características, sus energías superficiales tenderán a agrupar las formando grumos para conseguir disminuir este desequilibrio energético en lo posible. A este fenómeno se le llama sinterización.

ADHESIÓN

Cuando dos materiales o dos fases distintas de un mismo material se mantienen unidas sin necesidad de que sobre ellos ejerzan fuerzas externas estamos hablando de **Adhesión**. La Adhesión es un fenómeno de superficie que se produce en la unión entre dos superficies distintas; a esta zona de unión entre dos superficies distintas la denominamos **interfase**. Por tanto la adhesión es un fenómeno de interfases.

Cuando ponemos las superficies de dos materiales en contacto y entre ellos se produce una unión química, es decir se forman uniones primarias (covalentes o iónicas), estamos hablando de una **adhesión química**. Este tipo de adhesión, que podría ser ideal, no es la más frecuente en odontología.

También hablamos en odontología de adhesión cuando conseguimos que las dos superficies del material permanezcan unidas sin reacción química entre ellas, mediante trabazón mecánica. Esta retención mecánica puede ser macroscópica y hablamos de **macroretención**, o microscópica y hablamos de **adhesión micromecánica**. En Odontología el mecanismo de adhesión fundamental y más frecuente es el micromecánico.

CONDICIONES GENERALES PARA LA ADHESIÓN

Para unir dos materiales entre sí lo primero que necesitamos es que estén en íntimo contacto, si hablamos de adhesión química, para que se puedan producir las reacciones químicas necesitamos al menos una proximidad de 0,0007 micras o lo que es lo mismo de 0,7 nm.

Cuando queremos unir dos sólidos, por muy lisas que parezcan sus superficies, si las vemos con suficiente aumento, encontraremos grandes huecos de tamaño superior a esa distancia mínima de 0,7 micras, siendo un obstáculo para que se produzca la unión. Para evitar esta situación deberemos interponer entre ambos materiales sólidos un material líquido capaz de entrar en todos esos recovecos y adaptarse a ellos, y que posteriormente sea capaz de solidificar y hacerse resistente para mantener ambos materiales unidos. En adhesión, a la superficie sólida a la que vamos a unir la denominamos **substrato**, mientras que al material líquido le llamamos **adhesivo**.

Para que se produzca una correcta adhesión necesitaremos por tanto **adhesión** entre el adhesivo y el sustrato; Capacidad por parte del adhesivo para **adherirse** al sustrato, es decir una buena **humectancia** del adhesivo sobre el sustrato. La **adhesión** es requisito que el adhesivo penetre bien en zonas estrechas, es decir, que tenga una buena **capilaridad** para que no quede ninguna zona sin rellenar por el adhesivo. Y por último necesitaremos que el adhesivo sea capaz de **fragar** para conseguir una **resistencia** suficiente que mantenga unida la interfase.

CAPÍTULO 8

ESTUDIO DE LAS INTERFASES

DEFINICIÓN

La interfase es el espacio, real o virtual, existente entre dos fases. Fase es cada una de las porciones individuales, homogéneas, físicamente distintas y mecánicamente separables, dentro de una estructura o material. Podemos considerar dos tipos de interfase, la que se produce en un mismo material y la que se da entre dos materiales diferentes. Las interfases en el interior de un material se estudiarán con más detenimiento al analizar el material en cuestión, fundamentalmente en resinas compuestas y aleaciones metálicas.

Las interfases entre distintos materiales tienen un extraordinario interés en odontología, especialmente cuando una de las fases es el diente. En este capítulo vamos a estudiar los tipos de interfases de interés clínico, los factores que contribuyen a formar una interfase adecuada y la repercusión clínica de su fallo.

TIPOS DE INTERFASES

Desde el punto de vista **estructural** tenemos dos tipos de interfases:

- **Interfase Continua:** Es la que se produce entre dos materiales cuando existe entre ellos una adhesión química, es decir cuando entre los átomos de ambas superficies se producen uniones químicas. En estos casos hay una continuidad a nivel atómico y no existe espacio entre ambos materiales (Fig. 1 : A).
- **Interfase Discontinua:** En estas interfases no hay continuidad atómica y por lo tanto existe un espacio entre ambos materiales (Fig. 1: B). La mayoría de las interfases en Odontología son de este tipo, y suelen estar relacionadas con la adhesión micromecánica.

Desde el punto de vista **funcional** tenemos también dos tipos de interfases:

- **Interfase Cerrada:** Es una interfase, continua o discontinua, en la que la proximidad es tal que no permite el paso de sustancias nocivas como son

las bacterias, toxinas bacterianas y ácidos provenientes del metabolismo bacteriano (Fig. 1: A1, B1).

- **Interfase Abierta:** Es una interfase discontinua, en la que la proximidad es tal que permite el paso de sustancias nocivas como son las bacterias, toxinas bacterianas y ácidos provenientes del metabolismo bacteriano (Fig. 1: B2).

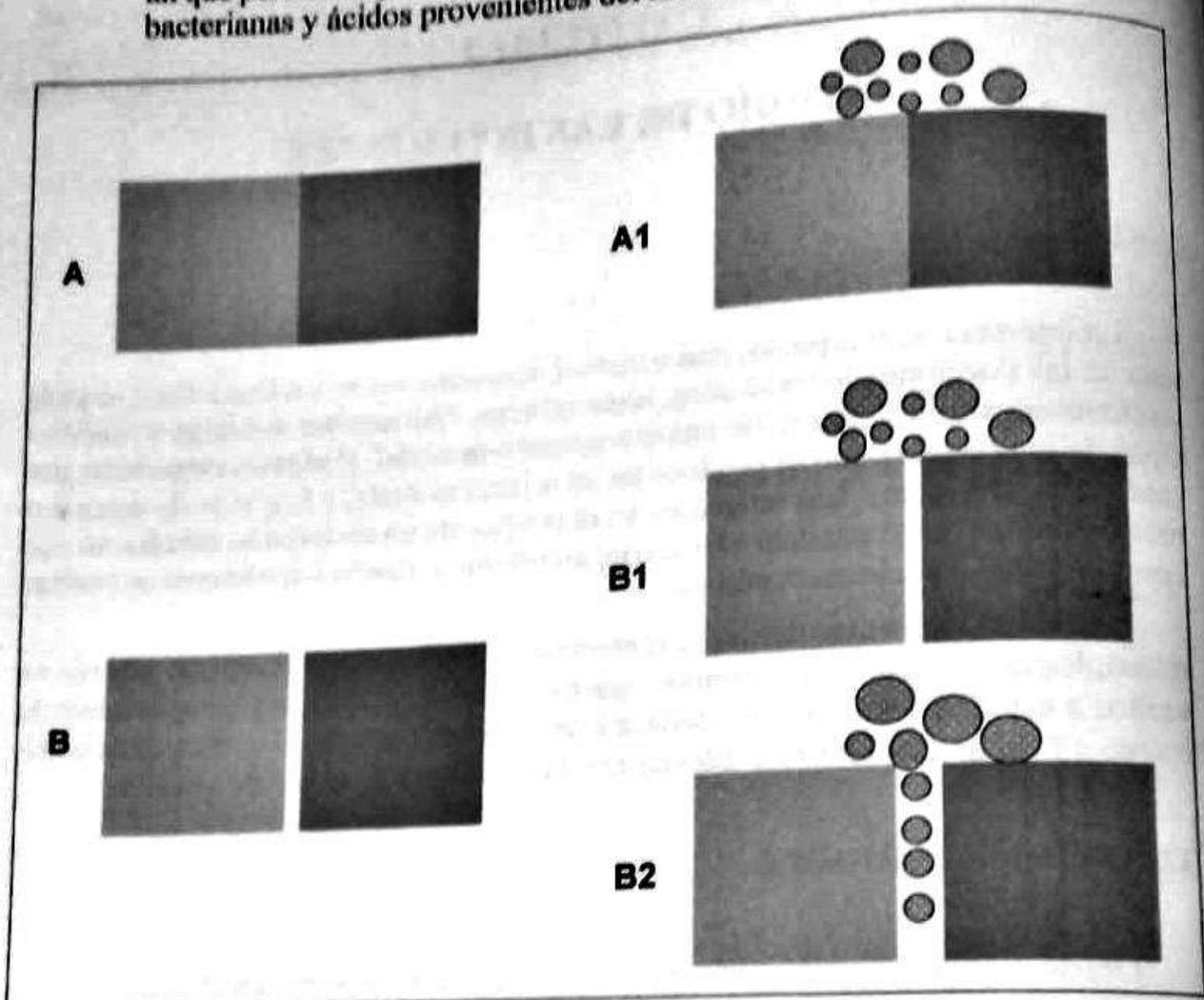


Figura 1. Tipos de interfase: continua (A), discontinua (B), cerrada (A1 y B1), abierta (B2).

Una interfase no es una estructura estática, sino que está sometida a cargas continuas debida a la masticación y a los cambios térmicos. Desde el punto de vista mecánico tenemos dos tipos de interfases:

- **Interfase Flexible:** Cuando a nivel de una interfase existe una estructura flexible, al someterla a carga la deformación elástica que se produce absorbe la tensión generada y protege la interfase de una posible fractura; es decir aumenta la tenacidad de la interfase.
- **Interfase Rígida:** Cuando la interfase es muy rígida no se produce esta deformación y las tensiones generadas pueden romper la interfase, con la consiguiente repercusión biológica de la que hablaremos posteriormente.

ADAPTACIÓN

Para que se produzca una buena interfase es necesario que exista una buena adaptación entre las dos fases. Para ello es imprescindible que una de las fases sea líquida. A la fase sólida la denominamos sustrato y a la líquida le llamaremos material de forma general. Como una de las interfases más importante en odontología es la que se produce entre el diente y el material que utilizemos, vamos a considerar como sustrato mas frecuentemente al diente, aunque también puede ser otro material en estado sólido.

Para analizar los factores que influyen en la adaptación vamos a considerar los factores relativos al sustrato, al material y a la relación entre el diente y el material.

SUBSTRATO

- **Limpieza:** La limpieza del sustrato es fundamental para que se produzca una buena adaptación ya que si está sucio, el material se adaptara a la suciedad no al sustrato.
- **Irregularidades:** la presencia de irregularidades dificulta que el material, si no está muy fluido, se adapte, pero, por otro lado, favorece la microrretención.
- **Energía Superficial:** Un sustrato de alta energía superficial favorecerá la adaptación de un material líquido sobre él.

MATERIAL

- **Viscosidad:** La viscosidad del material impide su adaptación al sustrato. En odontología es muy interesante el comportamiento pseudoplástico ya que mejora la adaptación del material y evita que este gotee. La excesiva fluidez, en cierto sentido, también es un inconveniente.
- **Porosidad:** La porosidad del material va a producir zonas de desadaptación del mismo en las zonas donde los poros contacten con la interfase.
- **Manipulación:** La correcta dosificación, mezcla y espatulado, así como la celeridad en la ubicación del material, es fundamental para producir una buena interfase, ya que todo esto influye en la viscosidad.
- **Condensación:** Desde el punto de vista mecánico, se define la condensación como el incremento de la densidad. Es el acto o proceso de condensar o hacer mas compacto un material. El proceso de condensación mecánica se realiza con un instrumento llamado condensador, aplicándose una carga al material de manera que se genere una tensión superior al límite elástico para que el material se deforme permanentemente y se adapte a las paredes de

la cavidad (Fig. 2). Para ello el material condensable deberá ser plástico. Pero si es demasiado plástico y se pega a la superficie del condensador, la tensión traccional generada al retirar el condensador puede estar también por encima del límite elástico y el material se va a volver a deformar permanentemente, desadaptándose así de las paredes y dejando espacios (Fig. 3). Por otro lado, si el material es muy elástico, mientras condensamos se adapta a la pared pero al cesar la carga recupera su forma primitiva y se desadapta (Fig. 4). Por último, si un material es muy rígido no nos es posible deformarlo suficientemente como para adaptarlo a la cavidad (Fig. 5). El hecho de que un material sea condensable nos va a favorecer su adaptación, pero estos materiales son demasiado viscosos como para que su adaptación sea perfecta. Por ello preferimos un material fluido aunque no sea condensable.

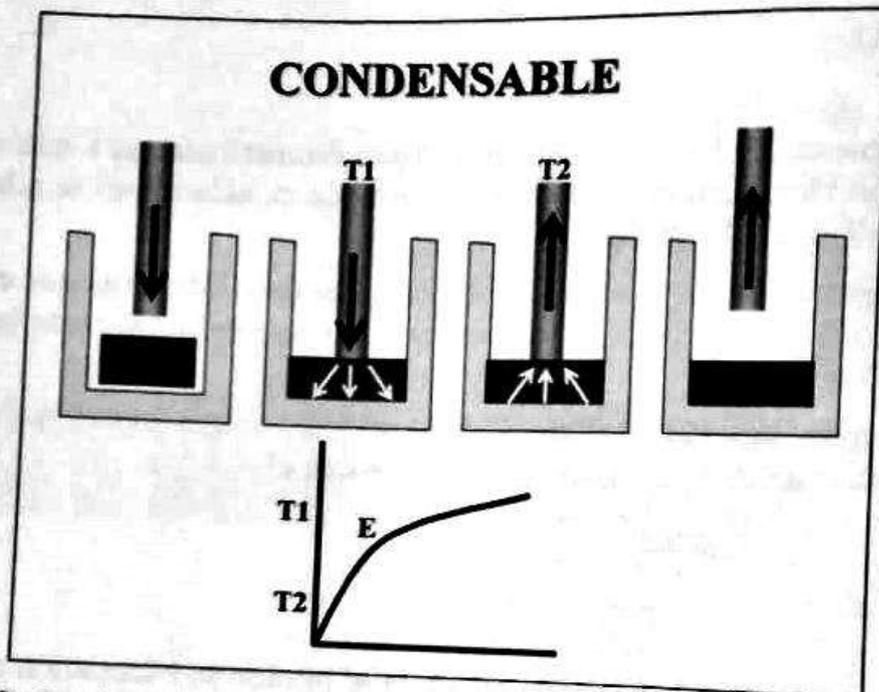


Figura 2. Condensación mecánica de un material en el interior de una cavidad.

- **Cambios de fraguado:** Los cambios de fraguado de los materiales restauradores suelen ser de contracción y eso favorece la desadaptación. Los cambios de expansión favorecen la adaptación pero tensionan la interfase produciéndose fracturas por fatiga. Por lo tanto nos interesa que los cambios de fraguado sean de mínima expansión.
- **Absorción de agua:** La absorción de agua de un material, en especial si previamente ha contraído, favorece su adaptación y flexibilidad, pero tiende a debilitar la estructura y a producir tinciones.
- **Solubilidad:** En general, la solubilidad de un material lo hace incompatible con su uso en la cavidad oral, especialmente en la superficie de las restauraciones en contacto con la saliva.

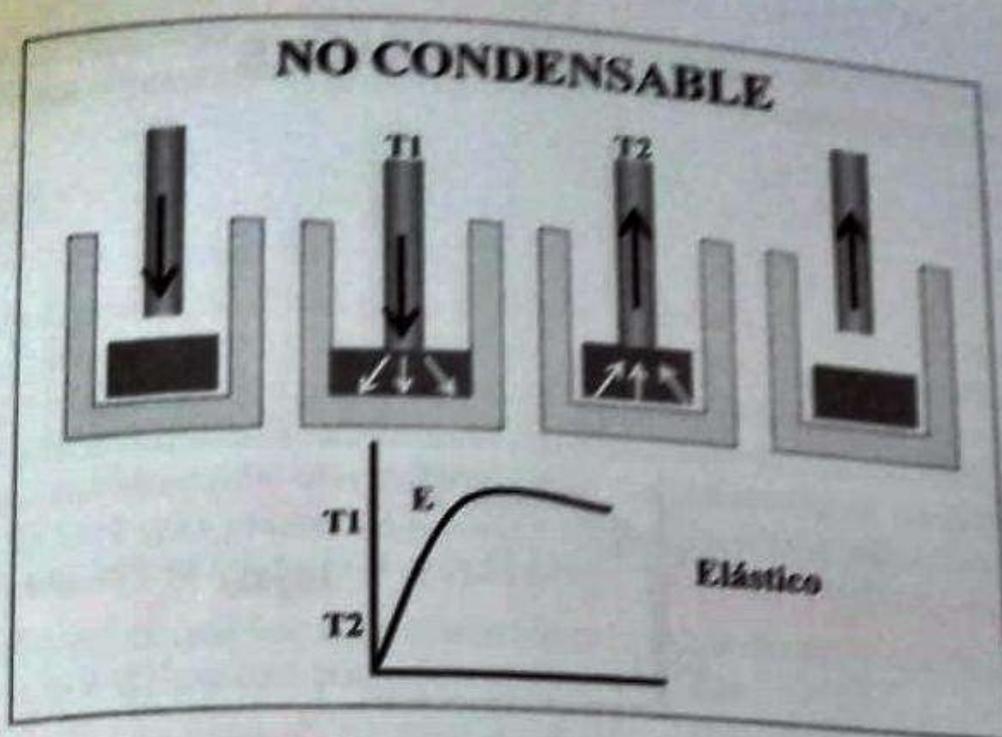


Figura 3. Intento de condensación mecánica de un material muy elástico en el interior de una cavidad.

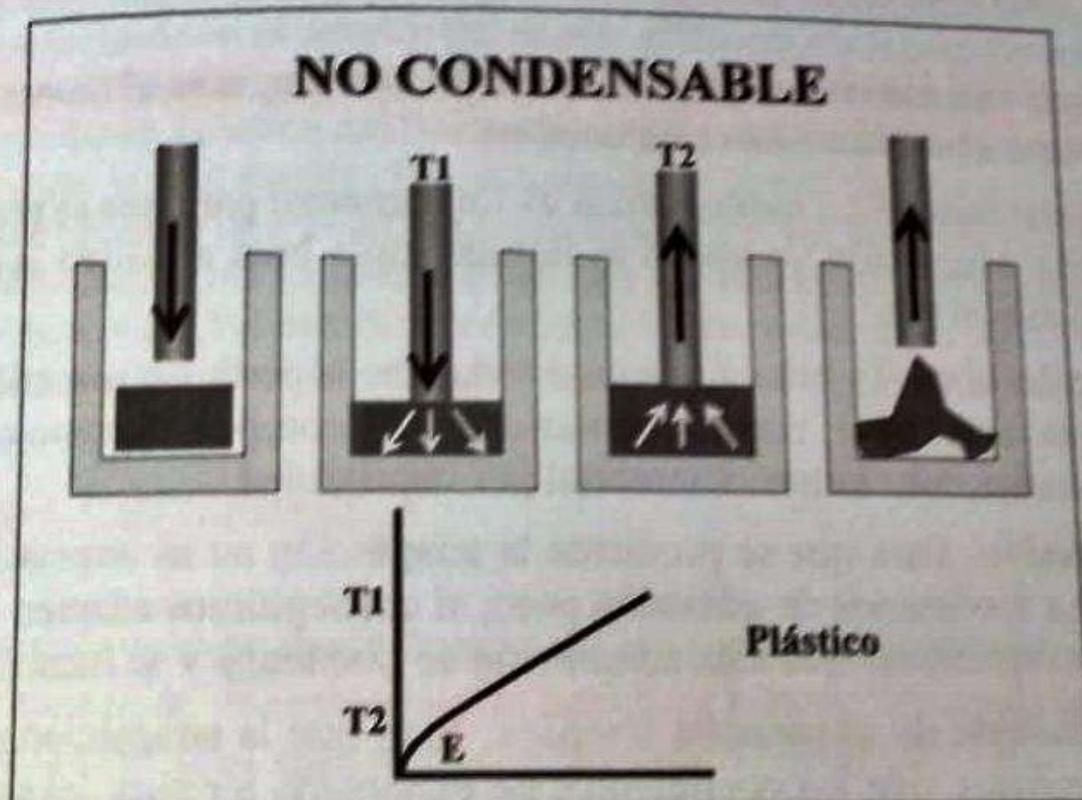


Figura 4. Intento de condensación mecánica de un material muy plástico en el interior de una cavidad.

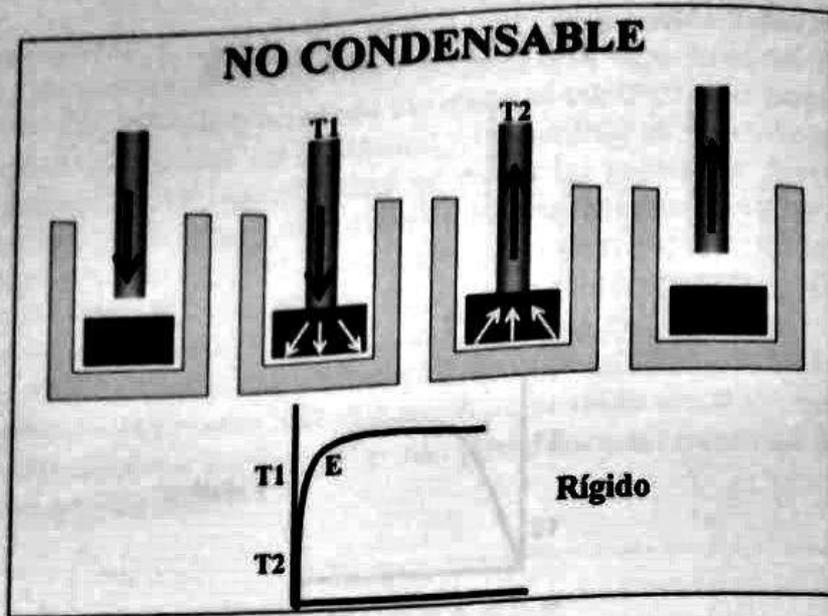


Figura 5. Intento de condensación mecánica de un material muy rígido en el interior de una cavidad.

RELACIÓN DIENTE-MATERIAL

Estas son características de cada material con respecto al diente ya que no marcan valores absolutos sino relacionados.

- **Humectancia:** La humectancia es fundamental para que se produzca una buena adaptación ya que si el líquido moja bien al sólido la adaptación está asegurada.
- **Capilaridad:** Debido a que casi todas las superficies son microscópicamente irregulares, estas irregularidades se comportan como capilares en los cuales debe entrar el material por capilaridad.
- **Adhesión:** Para que se produzca la adaptación no es imprescindible que se den fenómenos de adhesión pero, si conseguimos adaptar, la adhesión va a condicionar que esta adaptación se mantenga y se haga más íntima.
- **Coefficiente de expansión térmica:** Para que la adaptación permanezca es necesario que los coeficientes de expansión térmica del sustrato y del material sean similares, ya que la cavidad oral va a estar sometida a continuos cambios térmicos. Esto va a ser fundamental para la durabilidad de la interfase.

MATERIAL DE INTERFASE

En muchas circunstancias, es imposible conseguir una interfase cerrada entre el diente y algunos materiales, ya que no se dan las condiciones previamente

analizadas. En estos casos se opta por utilizar un material de interfase que cumpla con estos requisitos aunque no tenga las propiedades de un buen material restaurador.

FILTRACIÓN

Denominamos filtración al paso de fluidos a través de una interfase. Este paso de fluidos se puede deber a que la interfase que realizamos es una interfase abierta o que, siendo cerrada, de ha producido una fractura a su nivel. Como las sustancias que consideramos en la filtración en odontología son microscópicas, bacterias, toxinas, etc., hablamos de **Microfiltración**. Actualmente se ha descubierto una filtración a niveles más pequeños a través de una interfase adherida, lo que denominaremos **Nanofiltración**, de la que hablaremos en los Sistemas Adhesivos.

Según el nivel al que se produzca la filtración tendremos dos tipos de fenómenos distintos, con diferentes consideraciones clínicas.

- **Filtración marginal:** El paso de fluidos se produce desde la cavidad oral al interior del diente a partir de los márgenes o bordes de la restauración (Fig. 6). Este fluido incorpora bacterias, toxinas, etc., que van a condicionar una caries marginal en un determinado periodo de tiempo.
- **Aumento de la permeabilidad dentinaria.** La dentina está surcada por túmulos dentinarios que tienen en su interior el fluido dentinario. La presión de este fluido en el interior del diente es superior a la presión atmosférica y esto hace que cuando se talla una cavidad en el diente que llega a dentina se produzca la salida del fluido dentinario, de la misma manera que cuando se corta la piel sangra. Por eso decimos que la dentina es permeable. Si no se produce una interfase cerrada a este nivel, a través de ella pasará el fluido dentinario produciéndose una movilización del mismo durante la masticación y los cambios térmicos, lo que estimula la sensibilidad de los odontoblastos produciendo dolor o sensibilidad (Fig. 6).

FALLO DE LA INTERFASE

Una interfase cerrada puede llegar a abrirse por varios mecanismos, como pueden ser la contracción del material, las cargas oclusales, los cambios térmicos, la disolución o la hidrólisis. Esto se puede producir a distintos niveles de la interfase condicionando diferentes fallos con distintas consecuencias clínicas (Fig. 7).

- **Fallo adhesivo:** Es realmente cuando falla la adhesión. Se produce una solución de continuidad en el interior la interfase. En el caso de utilizarse material de interfase este fallo puede estar entre el diente y el material de interfase o entre el material de interfase y el material restaurador. En este último caso las consecuencias clínicas son menores ya que la filtración no está en contacto con el tejido dentario.
- **Fallo cohesivo:** En este caso se produce una simple fractura del material, lo que falla es la cohesión. Si el fallo cohesivo tiene lugar involucrando a

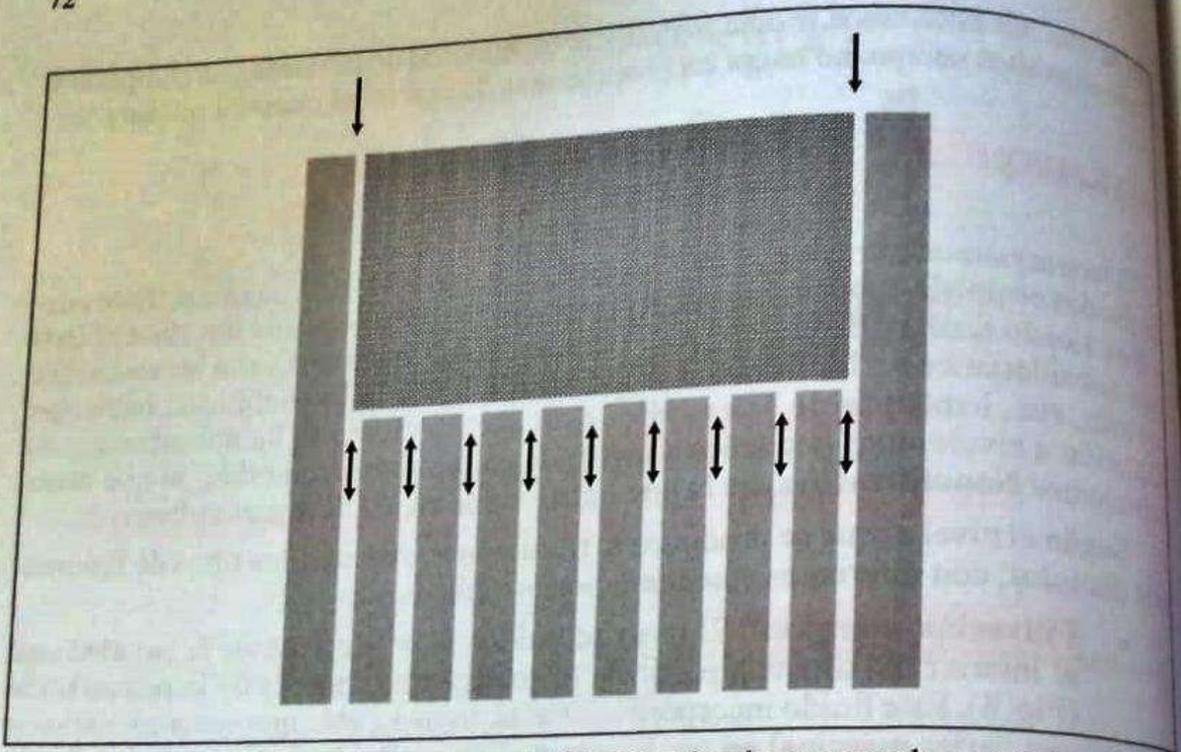


Figura 6. Filtración marginal y permeabilidad dentinaria aumentada en una interfase abierta.

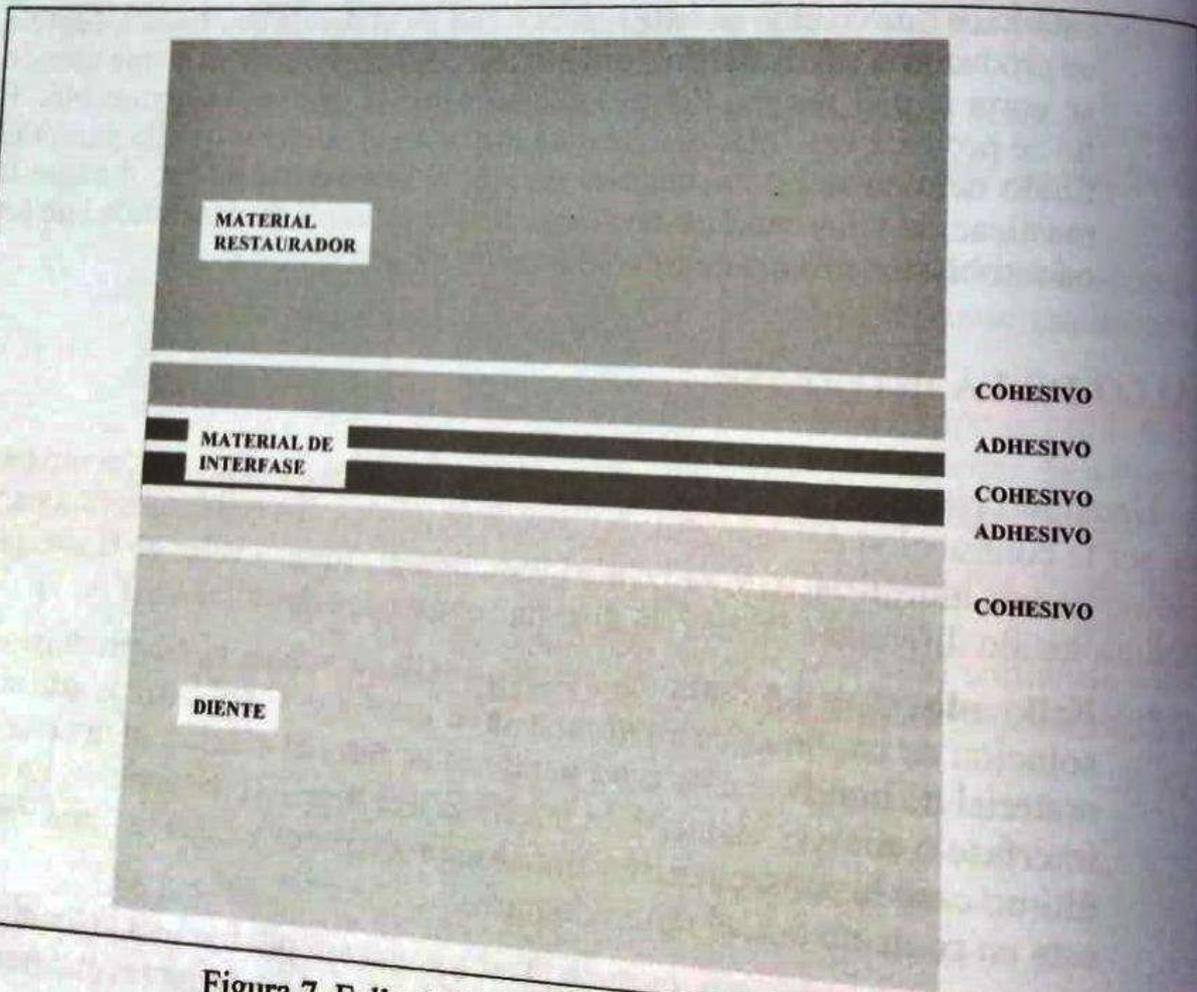


Figura 7. Fallo de la interfase a distintos niveles.

la interfase lo consideramos fallo de interfase, no fractura del material. Este fallo puede ser a nivel del diente, del material de interfase o del material restaurador.

INTERFASE IDEAL

Como se puede deducir, la interfase perfecta es muy difícil de conseguir. La interfase ideal es aquella que no deja pasar nada a su través a lo largo del tiempo, pero es imposible conseguir una interfase herméticamente cerrada en toda su extensión. La presencia de espacios abiertos microscópicos (denominados GAPS), de manera discontinua en el interior de la interfase, aunque son fallos adhesivos, hace que se relajen las tensiones. Esto, junto con la presencia de un material de interfase elástico y flexible, hace que la interfase, que conseguimos cerrar inicialmente, se mantenga cerrada a pesar de los cambios térmicos y mecánicos a los que va a estar sometida a lo largo de la vida útil de la restauración.

CAPÍTULO 9

BIOCOMPATIBILIDAD

INTRODUCCIÓN

El término biocompatible aparece cuando la medicina, junto con toda la tecnología que le da soporte, evoluciona lo suficiente como para conseguir sustituir parte de un tejido vivo por un material no vivo. Del hecho de que estas dos estructuras convivan, realizando el material la función del tejido, surge la palabra biocompatibilidad. La función de los biomateriales es sustituir la totalidad o parte de un tejido, en nuestro caso tejido óseo o tejido dentario fundamentalmente, por un material, para lo cual es condición imprescindible que el material sea biocompatible.

Las **características** de los tejidos y los biomateriales son muy diferentes: los tejidos están hidratados, son celulares, estructuralmente muy complejos, cambian con la edad y con diferentes estímulos, teniendo actividad metabólica y, por último, son anisotrópicos, es decir varía su comportamiento en función de la dirección del estímulo. En cambio, los Biomateriales Odontológicos son acelulares, generalmente anhidros, con una microestructura más o menos compleja pero estándar, no cambian con el tiempo, no responden a estímulos ni participan en la actividad metabólica del organismo y son isotrópicos. A todo esto, hay que añadir que nuestro organismo está diseñado para reconocer lo que le es propio y rechazar lo que le es ajeno a fin de defenderse de agresiones exteriores. Por ello, mientras más inerte sea un material mas probabilidad habrá de que el organismo no lo rechace. La mayoría de los biomateriales que nosotros utilizamos tienen que fraguar, por lo que necesitan ser químicamente activos. Por otro lado, los Biomateriales Odontológicos tienen que funcionar en la cavidad oral que es un medio muy hostil, por lo que tienen que ser resistentes al deterioro. Por todo esto se deduce la dificultad del desarrollo de los biomateriales. Intentar realizar esta sustitución de manera óptima es un reto que todavía no ha conseguido la ciencia.

DEFINICIÓN

Podemos considerar la Biocompatibilidad de un material como "el estado en el cual un material se encuentra en íntimo contacto con un organismo vivo, ejerciendo su función, sin dañarlo y sin ser dañado por él". Por lo tanto, la biocompatibilidad es

bidireccional entre el organismo y el material y tenemos que tener en cuenta como puede dañar el material al organismo y como éste puede a su vez dañar al material. Para poder catalogar un material como biocompatible, lo primero que tenemos que determinar es que **no sea tóxico**, es decir que no haga daño. En segundo lugar que sea **capaz de cumplir la función del tejido al que sustituye**, es decir que sirva para algo. Por último, que resista funcional y estructuralmente, es decir, que **no se deteriore** en la cavidad bucal. En este capítulo hablaremos fundamentalmente de la toxicidad.

CARACTERÍSTICAS DE ECOSISTEMA ORAL

La cavidad oral es la zona límite entre el medio interno y el medio externo, es decir, entre el interior y el exterior del organismo. La diversidad de funciones que tiene encomendada, ingestión, masticación, deglución, fonación y respiración, le dan unas características especiales que hacen de ella un ecosistema único, y un duro campo de prueba de nuestros materiales.

HUMEDAD

La presencia de saliva en la cavidad oral la convierte en un medio húmedo que favorece la disolución de los materiales. Esta disolución está potenciada por el hecho de que la saliva se renueva continuamente mediante secreción y deglución, por lo que nunca se llega a saturar de los elementos en disolución. Además la saliva se comporta como un electrolito, favoreciendo la corrosión de los materiales metálicos colocados en la boca. Por último, la deglución permite la extensión al tracto digestivo y de allí al resto del organismo, de los elementos tóxicos disueltos en ella.

DESECACIÓN

La humedad de la boca no es constante sino que se combina con ciclos de desecación debido al aire seco que entra y sale de los pulmones durante la respiración. Estos cambios cíclicos de humedad pueden potenciar más aún la degradación de ciertos materiales.

TENSIONES

La cavidad oral está sometida a múltiples tensiones. Estas tensiones recaen fundamentalmente sobre los dientes y, a través de ellos, sobre el hueso de soporte. El origen de estas tensiones son las fuerzas oclusales que son las que tienen lugar entre dientes antagonistas. El principal objetivo de estos contactos es la masticación, pero

también existe durante la deglución y la fonación. Estas tensiones pueden oscilar entre 7-12 Kg/cm² durante la masticación normal. La existencia de parafunciones, es decir contactos anómalos en localización e intensidad, agrava la situación llegando a alcanzar los 200 Kg/cm² en situaciones extremas.

FATIGA

La fatiga es el proceso que sufren los materiales cuando se someten a cargas cíclicas o repetidas. Esto es lo que sucede en la cavidad oral, en la que se estiman que los contactos oclusales pueden llegar a unos 2000 contactos diarios. La mayoría de las fracturas y deformaciones permanentes que sufren los biomateriales odontológicos se deben a un mecanismo de fatiga.

CAMBIOS TÉRMICOS

La boca está a la temperatura corporal, 37°C. Mediante la ingestión de alimentos fríos y calientes, y la respiración de aire frío, esta temperatura puede oscilar entre los 0°C y los 60°C aproximadamente. Esto condiciona contracciones y dilataciones de las estructuras. Las estructuras dentarias están preparadas para esta circunstancia ya que esmalte y dentina tienen coeficientes de expansión térmica similares, lo cual no sucede con la gran mayoría de los Biomateriales odontológicos.

CAMBIOS QUÍMICOS, BIOQUÍMICOS Y ELECTROQUÍMICOS.

Dada la alimentación omnívora de los humanos, en la cavidad oral se pueden encontrar todo tipo de sustancias. Esto, junto con la presencia de metales en restauraciones dentales, hace que se produzcan todo tipo de reacciones, tanto químicas, que facilitan las tintaciones y la solubilidad de los materiales, como electroquímicas, que facilitan la corrosión y el galvanismo.

CAMBIOS DE PH

Dentro de los cambios químicos las oscilaciones del pH son especialmente significativas. A pesar de la presencia de la saliva, que tiene una excelente capacidad amortiguadora, el pH de la cavidad oral oscila entre 6 y 7,5. La ingestión de ácidos hace que este pH pueda descender por debajo de estos valores, lo que condiciona y favorece la desmineralización de los tejidos dentarios y la solubilización de los biomateriales odontológicos. A esto hay que añadir la gran acidez que tiene la placa bacteriana, pudiendo oscilar su pH entre 4,5 y 5,5.

FLORA BACTERIANA

La cavidad oral esta colonizada por múltiples tipos de bacterias, fundamentalmente **Estreptococos Orales**, seguidos a gran distancia por los **Actinomicetes**, **Lactobacilos**, **Cándidas** y otros. Esta flora bacteriana es la principal responsable de gran parte de la patología de la cavidad oral, fundamentalmente la caries y la enfermedad periodontal. También es la responsable de la toxicidad atribuida erróneamente ciertos materiales y que es debida a la microfiltración bacteriana.

LA CAPACIDAD DE ABSORCIÓN DE LA MUCOSA

El hecho de que la mucosa tenga capacidad de absorción va a facilitar que se absorban medicamentos, toxinas bacterianas, sustancias tóxicas, etc.

TOXICIDAD DE LOS BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

La toxicidad de un material es la capacidad, real o potencial, que tiene dicho material de actuar como estímulo nocivo en contacto con un organismo vivo. El material puede lesionar al organismo a dos niveles, local o sistémico.

REACCIÓN LOCAL

Es la que se produce en la zona de contacto entre el material y los tejidos donde está colocado. La etiología de la reacción local puede ser diversa, fundamentalmente **agentes químicos**, **reacción inmunológica**, **agentes infecciosos** o **mecánicos**.

El tipo de lesión celular más frecuente es la **necrosis**, aunque también aparecen **atrofias**, **hipertrofias**, **hiperplasia** y **calcificaciones**. En ocasiones pueden desarrollarse lesiones **metaplásicas** o **displásicas**, de una etiología más frecuentemente que química.

REACCIÓN SISTÉMICA

Es la que se produce de forma generalizada en todo el organismo o bien localizada en tejidos concretos a distancia. La etiología es similar a la de las reacciones locales. Los mecanismos patológicos de la toxicidad sistémica son más complejos y desconocidos, y más difíciles de relacionar. El hecho de que las lesiones que se producen sean más generalizadas y afecten a órganos a distancia, hace que se tener peor pronóstico que las reacciones locales. Las alteraciones estructurales pueden ser más diversas e importantes:

- **Acción mutagénica:** Es la capacidad de producir cambios a nivel del ADN celular. La mayoría de los agentes mutagénicos son además cancerígenos. Continuamente se están descubriendo potencial cancerígeno en multitud de sustancias, alguna de ellas utilizadas en materiales odontológicos, como los uretanos.
- **Producción de septicemia** o infección a nivel sistémico, debido a la contaminación bacteriana del biomaterial.
- **Acción estrogénica:** Consiste en que algunas moléculas pueden ser confundidas por el organismo con los estrógenos, produciendo la misma acción que ellos, como el Bisfenol-A integrante de la molécula BIS-GMA.
- **Depósito en vísceras:** Algunas sustancias son difíciles de eliminar por el organismo, produciéndose acumulo en las vísceras encargadas de su metabolismo, como el hígado o el riñón, pudiendo llegar a producir lesiones importantes a estos niveles. De esta manera se puede producir la toxicidad de los metales integrantes de las aleaciones utilizadas en odontología.
- **Reacción alérgica:** Es una reacción antígeno-anticuerpo que se desencadena en ciertas personas sensibilizadas a una sustancia. Para que la reacción se produzca es necesario que haya habido una exposición previa a dicha sustancia. Es muy frecuente la alergia al níquel, principal elemento de las aleaciones de Cr-Ni de amplio uso en odontología. Además, se están observando alergias a sustancias como el HEMA, TEDGMA o Peroxido de Benzoilo en el personal que trabaja en Clínicas Dentales.

FACTORES QUE FAVORECEN LA TOXICIDAD

La gran mayoría de los Biomateriales odontológicos no son tóxicos por sí mismos, sino que pueden tener en su composición y estructura algún elemento tóxico. Para que este elemento actúe, es necesario que tenga acceso al organismo. Esto sucede en varias circunstancias:

- **Materiales con un fraguado incompleto,** generalmente las Resinas, ya que los monómeros, al tener menor Pm que los polímeros, tienen mayor acceso a los tejidos. De hecho, estudios sobre biocompatibilidad de Resinas Compuestas, Adhesivos, Compomeros y Cementos demuestran citotoxicidad previa al fraguado de estos materiales.
- **Materiales que sufren corrosión,** como las aleaciones metálicas, o disolución, como los cementos dentales. Mediante estos procesos el material se desintegra y vierte productos sin reaccionar al medio bucal.

En la mayoría de los casos, los biomateriales odontológicos, a pesar de tener en su composición elementos potencialmente tóxicos, no presentan problemas. Esto es debido a una estructura que no le permite la salida al medio oral o a los tejidos circundantes.

TIEMPO CAUSA-EFECTO

El problema más importante con el que nos enfrentamos con respecto a la biocompatibilidad es que científicamente podemos demostrar que una sustancia es tóxica, cuando nos dan algunas pruebas positivas, pero no podemos demostrar que no lo es, ya que a medida que avanzan los conocimientos encontramos más problemas de toxicidad. Establecer la relación causa-efecto es más difícil a medida que aumenta el tiempo que transcurre entre ellas. En función de esto podemos hablar de toxicidad a corto, medio y largo plazo.

- **Corto plazo.** Es la que suele aparecer en la reacción inflamatoria local y en la anafilaxia. En esta situación la relación causa efecto es muy rápida por lo que es muy fácil la asociación. La sintomatología desaparece en cuanto eliminamos la causa.
- **Medio plazo.** Aquí podríamos englobar las reacciones sistémicas secundarias a la acción cancerígena, alérgica, o a depósitos. En este tipo de toxicidad es más difícil establecer la relación causa efecto. Cuando se consigue, la enfermedad está ya desarrollada y no remite a pesar de eliminar la causa.
- **Largo plazo.** Como largo plazo consideramos varias décadas. Es como podría actuar el mecanismo estrogénico en los varones, disminuyendo la fertilidad. En esta situación es muy difícil establecer la relación causa efecto, ya que incluso pueden aparecer en generaciones posteriores. La remisión de la patología al eliminar la causa es difícil de vaticinar, ya que, si se diera, sería a muy largo plazo. Con la cantidad de elementos y sustancias que diariamente se están utilizando, sería posible que actualmente se produzca toxicidad de este tipo sin que tengamos la más mínima noción.

RESPUESTA DEL ORGANISMO

Cuando un material se pone en contacto con un tejido puede dar dos tipos de respuesta: bioincompatible o biocompatible. La respuesta biocompatible nos clasifica a estos Biomateriales en bioinertes o bioactivos, según nos den o no algún tipo de respuesta.

TEJIDO ÓSEO

Tenemos los siguientes tipos de respuestas del tejido óseo:

- **Osteoconducción:** Es la regeneración ósea que se produce a partir de los osteoblastos de la propia pared ósea que circunda la lesión y en la que el material sirve de soporte para los vasos sanguíneos que van a dirigir la

neoformación ósea. Estos serían materiales porosos, de una porosidad específica, de los denominados **materiales bioinertes**.

- **Osteinducción:** Es la regeneración ósea que se produce por diferenciación en osteoblastos de células indiferenciadas, por el estímulo de un biomaterial, denominado **material bioactivo**.
- **Osteointegración:** Es la conexión directa, estructural y funcionalmente, entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga. Se produce cuando se utilizan materiales osteointegrables. Se considera el paradigma de la **biocompatibilidad**.
- **Reacción a cuerpo extraño:** Cuando un biomaterial entra en contacto con el hueso, este puede desencadenar una reacción a cuerpo extraño que termine con la destrucción y eliminación del material o bien por la tolerancia del mismo englobado en un halo de reacción fibrosa.
- **Osteólisis:** Es la destrucción ósea producida por los osteoclastos que son activados por elementos químicos, acidez producida por las bacterias, o por tensiones compresivas
- **Osteogénesis:** Es la formación ósea producida por los osteoblastos que son activados por elementos químicos, acidez producida por las bacterias, o por tensiones traccionales

MUCOSA

Al colocar un biomaterial en contacto con la mucosa oral, esta puede responder de las siguientes formas:

- **Inflamación:** La reacción inflamatoria que tiene lugar en estas circunstancias es generalmente debido al acúmulo de placa bacteriana secundario a las irregularidades de la superficie del material. En otras ocasiones es por el traumatismo mecánico de la mucosa sobre un material con irregularidades. En ambos casos, siempre secundarios a un mal pulido de la superficie del biomaterial en contacto con la mucosa o a un mal ajuste de la estructura.
- **Tolerancia:** Es la reacción habitual de la mucosa a un material bien pulido y bien adaptado.
- **Adhesión:** Es la unión de la mucosa al material a través de los hemidesmosomas, convirtiéndose en encía adherida. Prácticamente nunca se produce la adherencia epitelial a un material, con la excepción del titanio de los implantes, en donde sí está descrita.

DIENTE

Ante el estímulo de un biomaterial, el diente puede responder de las siguientes maneras:

- **Dentina terciaria:** Es la dentina que producen los dentinoblastos tras ser estimulados por una noxa. La dentina terciaria o secundaria reparativa suele ser más una respuesta a la lesión que dio lugar a la colocación del material que al material en sí. El Eugenol está demostrado que es tóxico pulpar y produce una gran formación de dentina terciaria, pudiendo llegar a obliterar la cámara pulpar e, incluso, los conductos radiculares. En el caso de la utilización del hidróxido de calcio proanálisis, la formación de dentina terciaria es una respuesta buscada expresamente para producir el puente dentinario, ya que dicho material crea un medio alcalino adecuado para la dentinogénesis.
- **Necrosis Pulpar:** La necrosis pulpar solo en raras ocasiones es debida directamente a los biomateriales odontológicos, sino que la mayoría de las veces se debe a la contaminación bacteriana, ya bien sea previa a la colocación del biomaterial o posteriormente, debido a la microfiltración. En ocasiones, como sucede en los recubrimientos pulpares directos, el material produce una necrosis superficial que no tiene repercusión clínica, ni es indicativo de bioincompatibilidad. En otras circunstancias, el uso del paraformaldehído produce una necrosis y posterior momificación pulpar de forma terapéutica.

CONCLUSIÓN

Es necesario ejercer un gran control sobre la utilización de los Biomateriales. Existen organismos encargados de la estandarización y normalización de estos materiales, con los correspondientes acuerdos internacionales. Dentro del campo de los Biomateriales Odontológicos, se pueden citar como los más importantes la A.D.A. (Asociación Dental Americana) y la I.S.O. (organización Internacional de Estandarización). En España existe A.E.N.O.R. (Asociación Española de Normalización) relacionada con la I.S.O. De esta manera se asegura al usuario que se están utilizando materiales perfectamente biocompatibles y útiles para su uso en clínica.

En vista a lo analizado, podemos decir que no se están utilizando materiales que presenten ninguna duda en cuanto a su biocompatibilidad, lo cual sería inaceptable ya que se trata de perseguir la Salud. Pero también debemos tener en cuenta los problemas derivados del uso de los materiales, que se manifiestan a muy largo plazo, por ejemplo dentro de varias generaciones y que no se pueden detectar. Por ello cualquier producto de los que habitualmente utilizamos puede llegar a ser un riesgo. Este es el precio que la humanidad está pagando al desarrollo tecnológico, al que es imposible oponerse, pero que hay que controlar.

La utilización de materiales diversos en la odontoestomatología es un mal menor ante la presencia de la caries y la enfermedad periodontal. Previendo estas enfermedades se minimizaría la utilización de estos materiales. Mientras tanto, podemos estar seguros de que su utilización no es más peligrosa que la de, por ejemplo, un cosmético, un conservante alimentario o un insecticida.

CAPÍTULO 10

MATERIALES ORGÁNICOS: POLÍMEROS SINTÉTICOS

Al describir el estado de la materia (ver capítulo 3) definíamos un tipo de material, denominado orgánico, basado fundamentalmente en el carbono. Sus elementos se unen mediante uniones covalentes, forma moléculas que se unen a su vez entre sí por fuerzas de Van der Waals, formándose un estructura vítrea o amorfa.

CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES ORGÁNICOS

En odontología se utilizan frecuentemente los materiales orgánicos. Estos materiales orgánicos se clasifica según su origen en:

- **Naturales:** obtenidos directamente de la naturaleza a partir de
 - **Animales:** Catgut, seda, fibrina y ceras.
 - **Vegetales:** algodón, gutapercha y ceras.
 - **Minerales:** Ceras.
- **Sintéticos:** Son derivados del petróleo y del gas natural y se sintetizan en el laboratorio para obtener estructuras concretas con propiedades previamente determinadas.

En este capítulo nos vamos a ceñir a los polímeros sintéticos. En otros capítulos se hará referencia a los otros materiales orgánicos que utilizamos, especialmente ceras y gutapercha.

POLÍMEROS SINTÉTICOS

Los Polímeros son sustancias orgánicas de origen sintético y de alto peso molecular, que están formados por la suma de moléculas más pequeñas denominadas monómeros. Estas moléculas pequeñas se unen unas a otras mediante fuerzas de Van der Waals, que son muy débiles, por lo que esta materia está en estado líquido o gaseoso. Estos materiales son difíciles de manipular por lo que, uniendo varias monómeros mediante enlaces covalentes, tenemos moléculas mayores que ya si presentan un estado semisólido para poder ser manipuladas. A estas moléculas se les sigue llamando monómero o prepolímero, para diferenciarlas del polímero, nombre

con el que nos referimos al material totalmente fraguado. Los polímeros sintéticos reciben también el nombre de **Resinas, Resinas Sintéticas o Plásticos**.

CLASIFICACIÓN

Como todos los materiales, los polímeros se pueden clasificar bajo diferentes puntos de vista. Existe una clasificación de los polímeros en termofijos y termo-plásticos, según se deformen o no por el efecto de la temperatura. Esta clasificación realmente no nos interesa ya que en boca no se adquieren altas temperaturas. Quizás la clasificación más interesante para nosotros sería la que se basa en su estructura química y en función de ellas tenemos, entre otras:

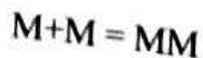
- **Resinas acrílicas**, derivadas del ácido acrílico, como el metacrilato de metilo.
- **Resinas epóxicas**, que llevan un radical epoxi, como el Bis-GMA.
- **Ácidos polialquenoicos**, con un radical carboxílico, como el ácido poliacrílico.
- **Siliconas**, con un radical SiO_2 .

REACCIÓN DE FRAGUADO

El mecanismo de fraguado de estos materiales se denomina **Polimerización**, y los materiales que fraguan por esta vía, **Polimerizables**. En algunos materiales de este tipo a esta reacción de fraguado se le denomina también **Curado**, y a los materiales **Curables**. Existen varios mecanismos de polimerización, pero los que nos interesan en odontología son dos: **polimerización por adición** y **por condensación**.

POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN

En este tipo de reacción de fraguado, los monómeros se van uniendo para formar cadenas largas sin la producción de subproductos. Esquemáticamente sería:



Para que dos monómeros se unan deben ser reactivos. Esta reactividad se la aporta su doble enlace, pero para ello el doble enlace tiene que romperse; decimos entonces que la molécula está activada. Esta activación tiene la característica de ir transmitiéndose de molécula en molécula, por lo que la reacción se convierte en una reacción en cadena. Esta reacción en cadena terminará en teoría, cuando no haya más monómero y en la práctica cuando se pierda esta activación. Esta reacción de polimerización no sucede de golpe sino en una serie de fases que son (Fig. 1):

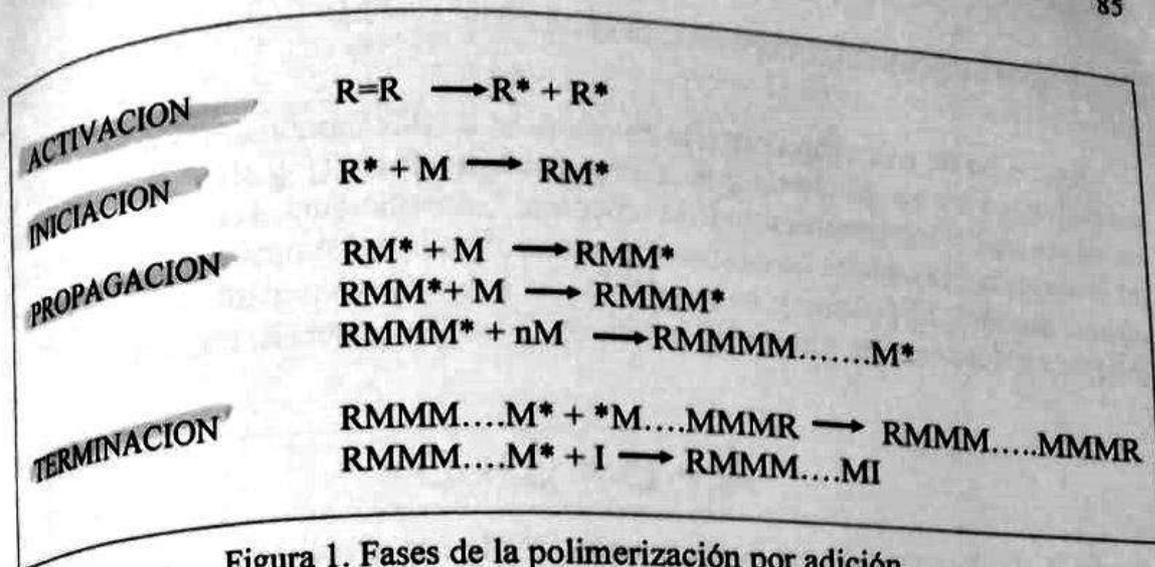


Figura 1. Fases de la polimerización por adición.

- **Activación:** Consiste en la ruptura del doble enlace. El doble enlace de los monómeros es difícil de romper por lo que se utiliza una molécula más reactiva que se denomina **iniciador**. El doble enlace del iniciador se puede romper de varias maneras:
 - **Mediante la acción del calor.** Los materiales que usan esta vía de activación se denominan **termopolimerizables** o **de termocurado**.
 - **Mediante la acción de sustancias químicas** específicas muy reactivas. Los materiales que usan esta vía de activación se denominan **quimio-polimerizables** o **autopolimerizables** o **de autocurado**.
 - **Mediante la acción de la luz.** Los materiales que usan esta vía de activación se denominan **fotopolimerizables** o **de fotocurado**.
- **Iniciación:** La molécula de iniciador, activada por el activador, se une a un monómero, rompiendo a su vez su doble enlace y quedando el monómero activado.
- **Propagación:** se siguen anexionando monómeros a la cadena, transmitiéndose la activación.
- **Terminación:** Termina la reacción de polimerización por pérdida de la activación de la cadena debido a
 - La unión de dos cadenas activadas; se denomina **acoplamiento** de cadenas.
 - La unión de una cadena activada con una molécula que no tenga capacidad de transmitir la activación. Estas moléculas suelen ser **impurezas**.

Por lo tanto, para que se produzca la polimerización por adición necesitamos tres elementos: **Iniciador**, **Activador** y **Monómero**. El iniciador suele ser el peróxido de benzoilo, que se desdobra mediante la acción del calor y de las aminas terciarias, o bien el sistema aminas-canforoquinonas, que se activan mediante la luz azul.

POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Este tipo de reacción consiste en la unión de dos monómeros para dar lugar a un polímero y otra molécula que se llama **subproducto** (Fig. 2). Este subproducto es un residuo o inconveniente de la reacción. Generalmente, a cada monómero que se incorpora a la cadena de desprende una molécula del subproducto, que suele ser agua o alcohol. El polímero es un sólido y el subproducto volátil, de manera que se evapora y desaparece, alterando las dimensiones del material fraguado.

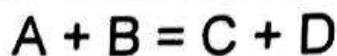


Figura 2. Polimerización por condensación, donde c es el polímero y d el subproducto.

FACTOR DE CONVERSIÓN

Como ya hemos comentado, la polimerización no consigue unir todo el monómero para formar polímero ya que, por acoplamiento de cadena o por impurezas, siempre queda algo de monómero libre. Denominamos factor de conversión a la cantidad de monómero que se convierte en polímero y se expresa en porcentaje. Mediante una buena técnica de polimerización el factor de conversión no suele exceder del 80%. Pero además, el factor de conversión se hace aun menor cuando el material no está bien activado por problemas de dosificación o de mezcla. El factor de conversión es fundamental para el desarrollo de las propiedades del material.

FENÓMENOS ANEXOS A LA POLIMERIZACIÓN

Durante la polimerización, además del desarrollo de propiedades mecánicas, se producen una serie de fenómenos colaterales que también tienen importancia. El más importante de ellos es que la polimerización supone un cambio de ordenamiento molecular para pasar de un estado de mayor energía a uno de menor energía. Esa energía no se pierde sino que se transforma y se libera en forma de energía térmica. Es decir, la reacción de polimerización es **exotérmica**. En un material que polimeriza en el diente la importancia de la exotermia es el posible daño pulpar.

En las moléculas de monómero sin reaccionar, la ligazón entre las moléculas es por uniones secundarias y, por tanto, la distancia entre monómero y monómero es relativamente grande. Cuando forman una cadena de polímero, reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor. Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de monómero con lo que aumenta su densidad. Dicho de otra manera, un material **contrae** al polimerizar y lo hace en función del número de moléculas que se unen para formar el polímero por unidad de volumen. Esta contracción es inversamente proporcional al peso molecular de la molécula original, ya que

para un mismo volumen será necesario unir mayor cantidad de ellos. Si partimos de moléculas de mayor tamaño (mayor peso molecular), la contracción que se produce al polimerizar es menor.

ESTRUCTURA

Hasta ahora hemos visto que las moléculas se van uniendo para formar cadenas lineales, pero no todos los polímeros son lineales. La mayoría de las resinas llevan añadidos agentes entrecruzadores (dimetacrilato de etilenglicol). Los agentes entrecruzadores son los encargados de crear ramificaciones dentro de una cadena, incluso entre cadenas distintas. Por ello, la estructura de los polímeros puede ser (Fig. 3):

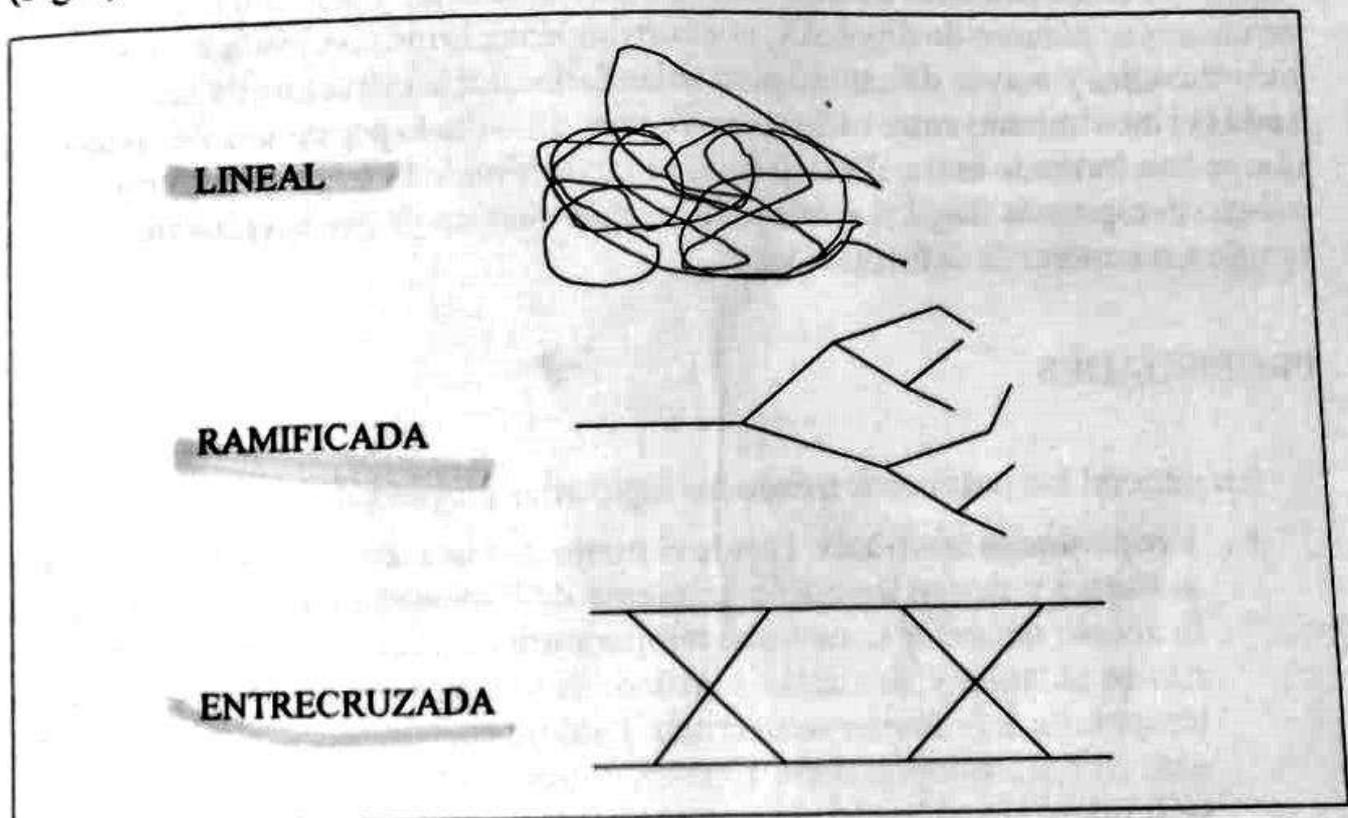


Figura 3. Estructura de los polímeros.

- **Lineal:** Cada monómero se une a otro monómero como las perlas de un collar. Cuando las cadenas son lineales, es difícil encontrarlas paralelas unas a las otras, con frecuencia nos las podemos encontrar enmarañadas o enroscadas, simplemente unidas por uniones secundarias.
- **Ramificada:** en algunas zonas del crecimiento de cadenas un monómero se une a dos monómeros. Mediante el empleo de moléculas adecuadas es posible conseguir que, al formarse el polímero, se produzca en algunas zonas de estas cadenas un crecimiento lateral. A esta estructura espacial de las cadenas de polímeros se le denomina estructura ramificada.

- **Cruzadas:** Es también posible lograr que las cadenas de polímero puedan unirse transversalmente por medio de uniones primarias en algunas zonas. Al conseguir esto se forma una especie de trama en la estructura que recibe el nombre de cadenas cruzadas.

El tipo de cadena influirá en las propiedades físicas del material ya que, al existir un mayor valor entrecruzamiento, la unión será mediante fuerzas covalentes, de mayor valor energético que las simples uniones secundarias que se generan entre dos cadenas de tipo lineal por el hecho de estar próximas. En la estructura **lineal** cada cadena actúa independientemente de las otras, solo existe una atracción tipo dipolo, es decir una débil unión secundaria entre ellas. Las cadenas son, por tanto fácilmente movilizables y el material será relativamente débil en cuanto a propiedades mecánicas. Cuando la estructura es **ramificada**, las ramas laterales dificultan el movimiento de una cadena sobre las demás y proveen a la formación de un mayor número de dipolos y, por consiguiente, brinda propiedades mecánicas más elevadas y mayor dificultad para ablandarlas. En la estructura de cadenas **cruzadas** el movimiento entre cadenas se ve muy dificultado por las uniones primarias que se han formado entre ellas. El polímero constituido tiende a ser más rígido y al mismo tiempo más frágil y, sobre todo, es más elástico ya que el entrecruzamiento tiende a recuperar la deformación.

PROPIEDADES

En general los polímeros tienen las siguientes propiedades:

- **Propiedades térmicas:** Desde el punto de vista térmico los polímeros son aislantes y tienen un alto coeficiente de expansión térmica. Sometidos a la acción del calor tienen una temperatura de transición en la que el material se ablanda y se vuelve plástico. Si se sigue calentando al alcanzar la temperatura de fusión se derriten. Esto no sucede en todos los polímeros, solo en los termoplásticos. Existen polímeros termofijos que directamente se funden, sin ablandamiento previo.
- **Propiedades mecánicas:** Mecánicamente suelen ser materiales poco resistentes y con una baja dureza. La capacidad de deformación va a depender del tipo de estructura, como ya hemos mencionado y del uso de sustancias plastificantes que aumentan la ductilidad.

Estas propiedades van a depender de la composición del monómero y de su tamaño o peso molecular, de la estructura lineal o entrecruzada y de su factor de conversión.

USOS

Los polímeros son usados frecuentemente en odontología debido a que es posible sintetizar un material con unas propiedades concretas, a diferencia de los metales y las cerámicas que tienen unas propiedades definidas. Se utilizan, fundamentalmente, como base de prótesis, material de restauración y dientes artificiales, así como materiales de impresión.

CAPÍTULO 11

METALURGIA: METALES Y ALEACIONES

La **Metalurgia** es el estudio de la ciencia y la tecnología de los Metales y sus Aleaciones. Existen tres ramas de la metalurgia:

- **Metalurgia Química:** Estudia la obtención de los metales a partir de la naturaleza.
- **Metalurgia Física:** Estudia la estructura y propiedades de los metales y aleaciones.
- **Metalurgia mecánica:** Estudia la manipulación de los metales y aleaciones. Dentro de este apartado, las técnicas que se utilizan en odontología son el colado, el forjado, la soldadura y la amalgamación.

Estudiaremos la metalurgia física, analizando por separado los metales y las aleaciones y describiremos someramente la manipulación de los metales y aleaciones.

METALES

Son elementos químicos que ocupan la parte central de la Tabla Periódica; tienen pocos electrones de valencia y tienden a soltarlos, convirtiéndose en iones positivos. Se unen entre sí mediante un enlace metálico y forman una estructura cristalina. A la porción más pequeña que se repite a lo largo de toda la estructura se denomina **Celda Unitaria**. Esta estructura le da a los metales sus propiedades más características:

CLASIFICACIÓN

Existen varias clasificaciones de los metales atendiendo a sus características, pero las que más nos interesa en odontología es la que se basa en la nobleza. La nobleza es la capacidad que tienen algunos metales de no oxidarse a presión atmosférica y a ninguna temperatura: son resistentes a la oxidación y corrosión. Son **Metales Nobles** el oro, plata, platino, paladio, iridio, rutenio, rodio y osmio. Todos

los demás son **Metales no Nobles**. La denominación de **Metales Preciosos** se refiere al alto precio de algunos metales, y coinciden con los metales nobles.

CURVA DE ENFRIAMIENTO

Para comprender cual es la estructura de un metal, así como su manipulación, es importante conocer la curva de enfriamiento. Cuando se calienta un metal por encima de su temperatura de fusión se pierden todas las uniones atómicas y la estructura que lo caracteriza, convirtiéndose en un líquido. Al llevarlo a temperatura ambiente, a medida que pasa el tiempo este metal se va enfriando paulatinamente hasta un punto en el que comienzan a unirse los primeros átomos. Esto genera una exotermia denominada **calor latente de fusión**, que sube un poco la temperatura del metal. A partir de este punto continua la solidificación y el calor latente de fusión va compensando el enfriamiento del metal de manera que la temperatura se mantiene **constante** durante todo el proceso de la solidificación, formando en la gráfica una meseta a una determinada temperatura que es la que se considera temperatura de fusión o solidificación de ese metal. Una vez terminadas las uniones atómicas, el metal se va enfriando hasta llegar a la temperatura ambiente (Fig. 1).

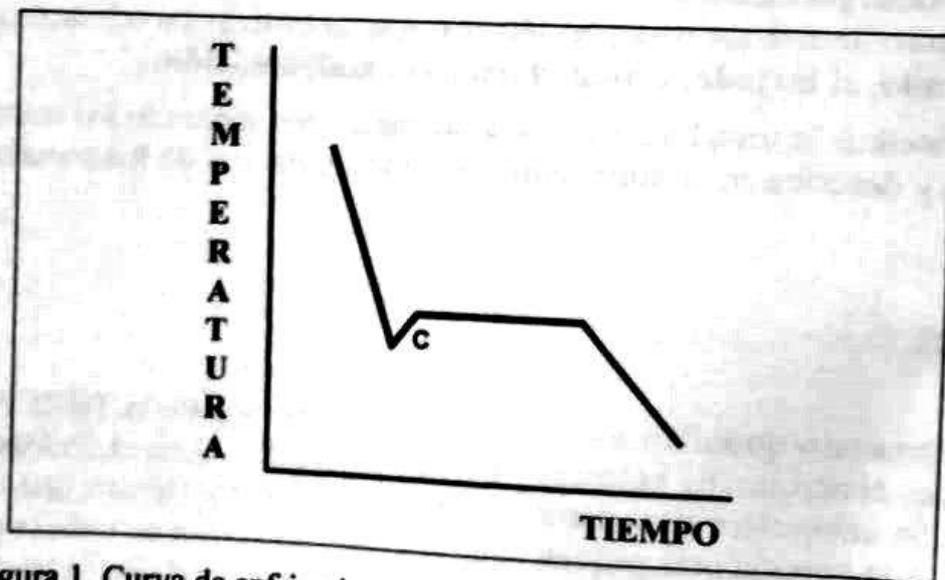


Figura 1. Curva de enfriamiento de un metal. Calor latente de fusión (c).

ESTRUCTURA DEL METAL

Los metales están formados por átomos metálicos unidos mediante **enlaces metálicos** dando una **estructura cristalina**. Esta estructura cristalina se basa en distintos Sistemas de Cristalización, específico para cada metal, que hace que la Celda unitaria sea un cubo, un hexágono, etc. Al inicio del proceso de solidificación, se unen los primeros átomos en distintos puntos de la masa líquida formando los puntos de cristalización y las primeras celdas unitarias (Fig. 2A), alrededor de las cuales va creciendo la estructura de manera ordenada. Estos primeros átomos

que se unen se orientan al azar por lo que cada punto de cristalización van a formar celdas unitarias orientadas espacialmente en distintas direcciones. Durante la solidificación estas estructuras van creciendo ordenadamente a partir de cada punto de cristalización (Fig. 2B), formando los **granos cristalinos** (Fig. 2C). Con el crecimiento granular por unión de los átomos, los granos chocan entre si dejando una zona de desorden denominada **límite de grano** (Fig. 2D). Por lo tanto, por cada punto de cristalización se formará un grano cristalino y el **tamaño del grano** va a estar en función del número de puntos de cristalización (Fig. 3). Si se produce un enfriamiento brusco del metal se formaran muchos puntos de cristalización y el resultado será un metal con un grano pequeño, mientras que si el enfriamiento es lento y controlado se formarán pocos puntos de cristalización y nos dará un grano grande.

El crecimiento ordenado dentro de los granos cristalinos no siempre es completo y se producen fallos en la estructura en los que falta algún átomo (Fig. 4). Estos fallos se denominan **dislocaciones**.

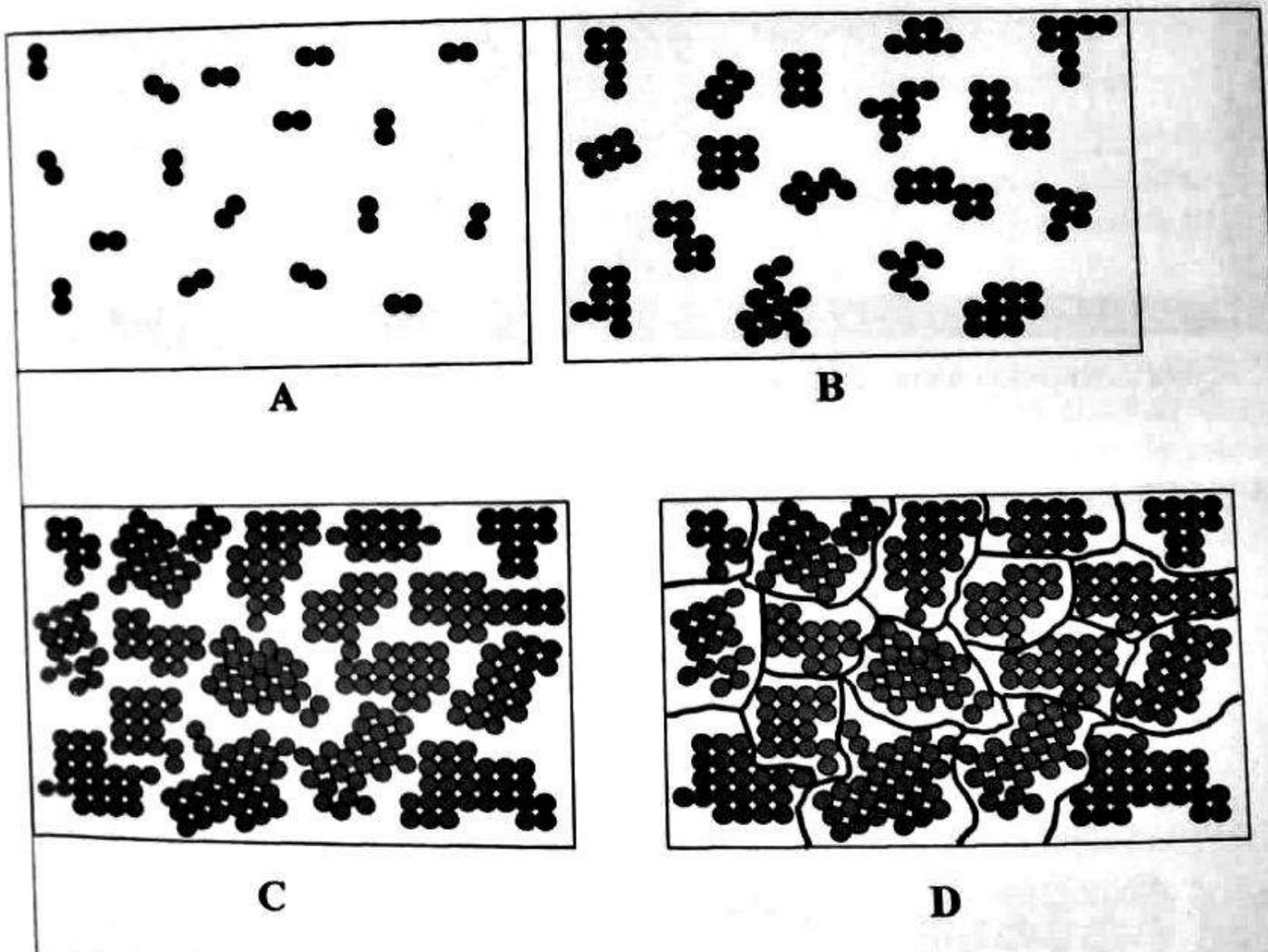


Figura 2. Estructura de los metales: primeras celdas unitarias (a), crecimiento granular (b), grano cristalino (c), límite de grano (d).

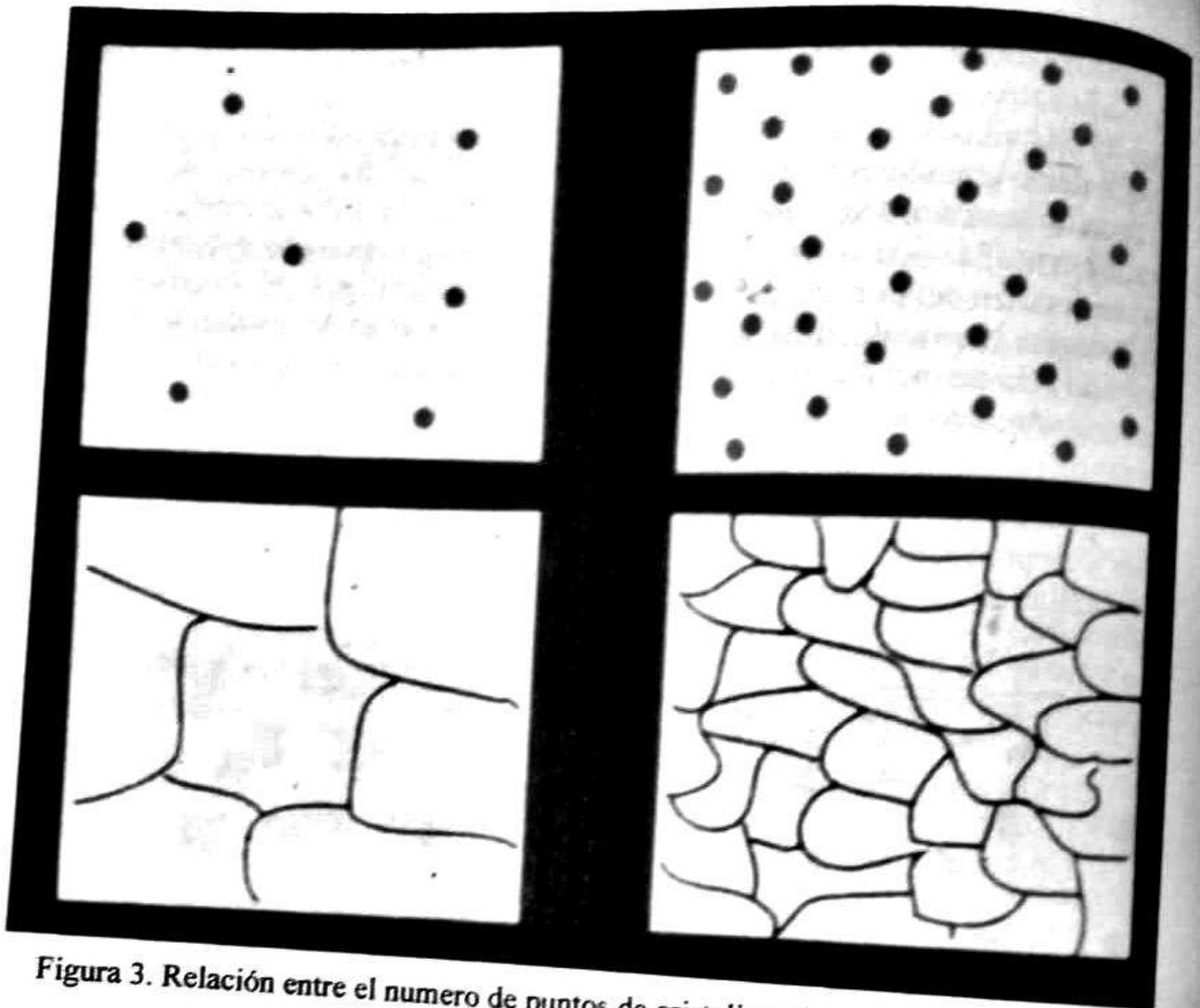


Figura 3. Relación entre el número de puntos de cristalización y el tamaño de grano cristalino.

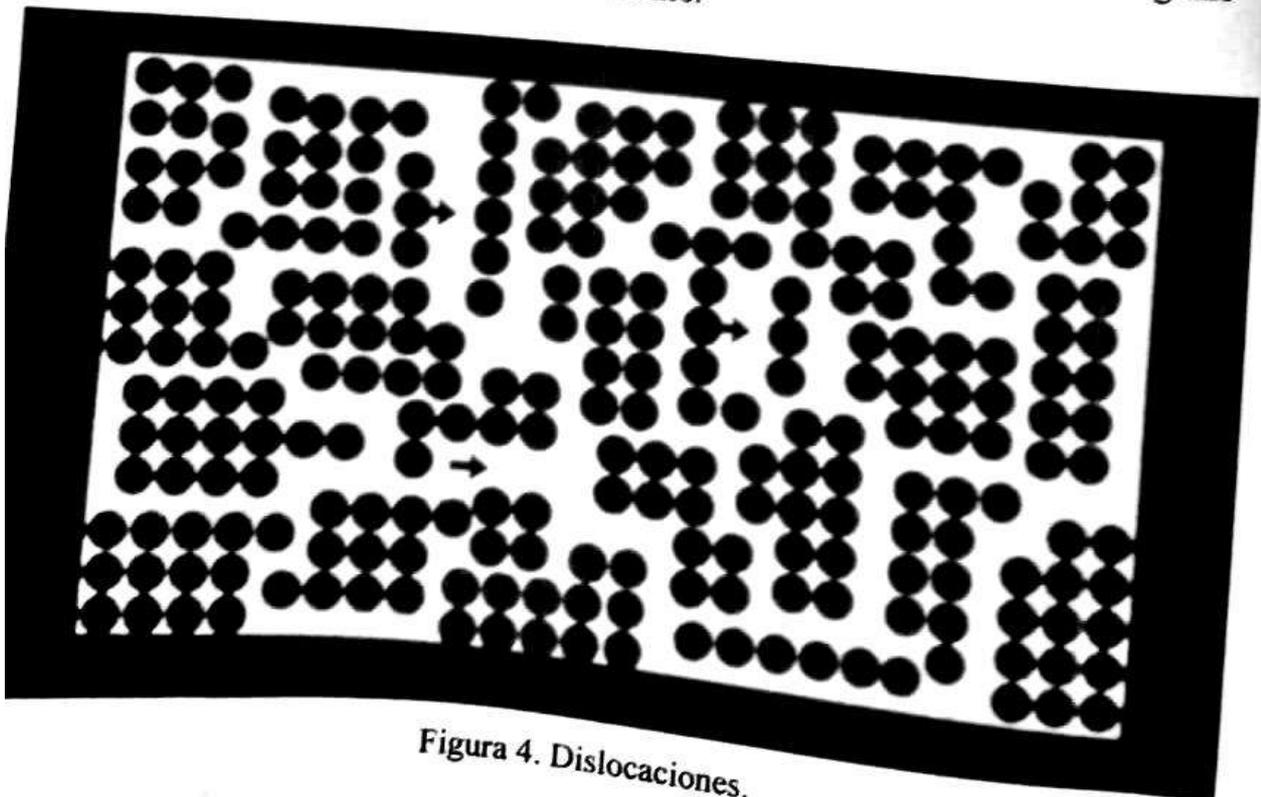


Figura 4. Dislocaciones.

PROPIEDADES

Debido a su estructura, tipo de unión atómica y grano cristalino, los metales en general tienen las siguientes propiedades:

- Son buenos **Conductores**, tanto del calor como de la electricidad, debido a la nube de electrones libres que vehiculiza la energía a través de toda la estructura.
- Una vez pulidos consiguen un **Brillo** superior a otros materiales.
- Todos los metales presentan gran **Opacidad**, debido a su estructura cristalina.
- Excepto el oro y el cobre, todos los metales son de **Color gris**.
- Al ser golpeados producen un sonido característico denominado **Tañido**.
- Excepto el mercurio y el galio, todos los metales son **Sólidos** a temperatura ambiente, presentando una elevada temperatura de **Fusión**.
- Son totalmente insolubles en agua y **solubles en ácidos inorgánicos**.
- En mayor o menor medida presentan el fenómeno de **Corrosión**.
- En general, los metales son **duros, resistentes, rígidos, dúctiles y tenaces**. Estas propiedades mecánicas van a variar para cada metal pero además, especialmente la ductilidad, vienen condicionadas por el tamaño de grano y la presencia de dislocaciones.
- La deformación plástica (ductilidad) del metal se ve muy favorecida por el orden que le confiere la estructura cristalina, ya que sobre esa base es muy fácil ir movilizandolos átomos, especialmente si hay muchas dislocaciones. Pero esta movilización tiene un freno, que es el límite de grano, donde se pierde el orden y se produce un acúmulo de tensiones. Por lo tanto, mientras mayor sea el grano cristalino, mas espacio tendremos para deformar y mayor será la deformación plástica.

ALEACIONES

Una aleación es la mezcla de dos o más metales. Si uno de esos metales es el mercurio a la aleación se le denomina amalgama. Las aleaciones son muy importantes ya que las propiedades de un metal puro son muy concretas y raramente coinciden con lo que necesitamos. Sin embargo, combinando metales en distintas proporciones podemos conseguir las propiedades que nos interesan.

CURVA DE ENFRIAMIENTO

Cuando, tras calentar una aleación por encima de su temperatura de fusión, comenzamos a enfriarla, el metal de mas alta fusión comenzara primero a

solidificar y posteriormente lo harán los de más baja fusión, a medida que la masa va alcanzando su temperatura de fusión. Esto hace que la temperatura de fusión de una aleación no sea una temperatura única, como sucede en el metal puro, sino que tengamos un **intervalo de fusión** desde que empieza hasta que termina la solidificación de la aleación (Fig. 5). Este intervalo va a ser más o menos amplio en función de la diferencia entre las temperaturas de fusión de los distintos metales que forman la aleación.

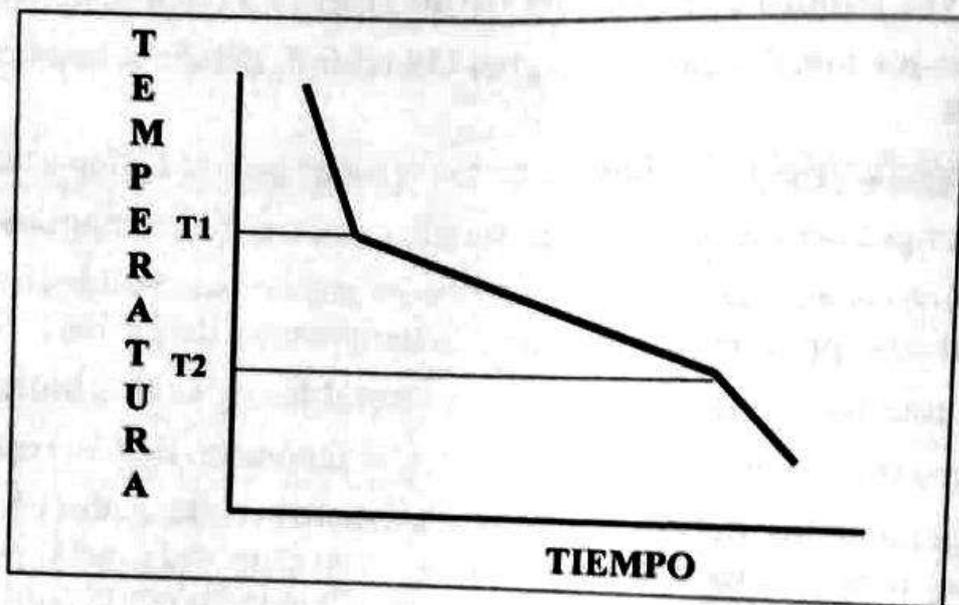


Figura 5. Curva de enfriamiento de una aleación. Intervalo térmico T1-T2.

DIAGRAMA DE FASES

Para conocer el comportamiento térmico de una aleación se utiliza el diagrama de fases. Este diagrama es una representación de las curvas de enfriamiento de todas las aleaciones posibles de dos metales, lo que denominamos **Sistema de Aleación**. En ordenadas se coloca la temperatura de inicio y fin de la solidificación y en abscisas las distintas combinaciones de dos elementos. Comenzamos por 100% de A y 0% de B, es decir A puro, se va disminuyendo el % de A y aumentando el de B hasta llega a 0% de A y 100% de B, es decir B puro. Si unimos los puntos correspondientes al inicio de solidificación para todos los porcentajes tenemos la **línea líquidus**, mientras que si unimos los puntos correspondientes al fin de solidificación para todos los porcentajes tenemos la **línea solidus**. Por encima de líquidus tenemos metal fundido, por debajo de solidus tenemos metal sólido, entre ambas líneas el metal está parte fundido, parte sólido, es decir, está solidificando.

La importancia del conocimiento de esta curva es puramente teórica, para comprender los tratamientos térmicos de algunas aleaciones.

CLASIFICACIÓN

Clasificamos las aleaciones en función de la solubilidad de sus componentes. En estado líquido, todos los átomos de las aleaciones están mezclados y son totalmente solubles. Al enfriarse y solidificar, las distintas aleaciones pueden tener uno de estos comportamientos:

- **Totalmente solubles: Solución sólida.** En estas aleaciones existe una solubilidad también en estado sólido por lo que los átomos se mezclan al azar en el interior del grano cristalino (Fig. 6), es decir, dentro de los granos hay metal A y B. Esto hace que todos los granos tengan más o menos la misma proporción de cada elemento, por lo que hablamos de una sola fase, todos los granos son similares. En el caso en los que se produce una proporción exacta en todos los granos hablamos de **Compuestos Intermetálicos**. En esta situación los granos no son similares sino iguales.

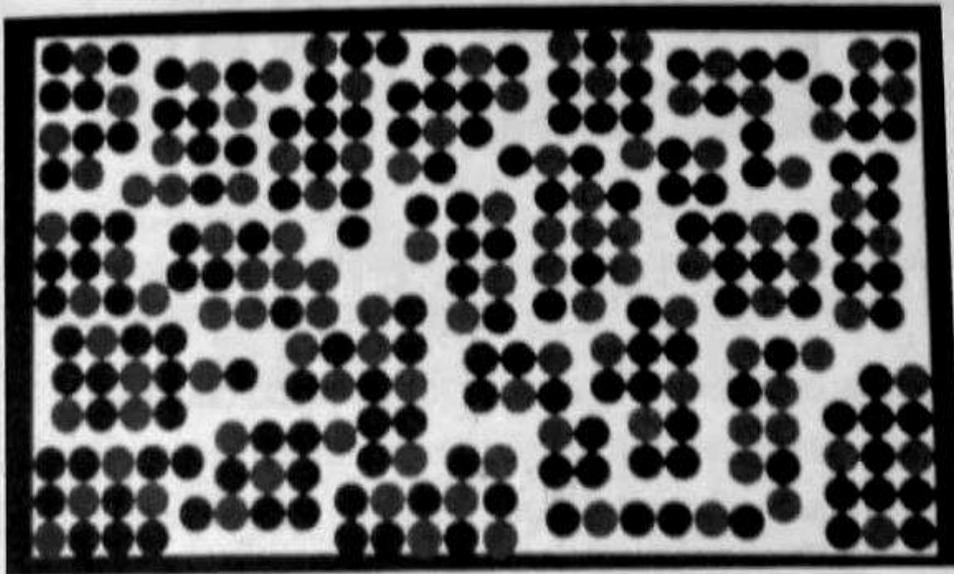


Figura 6. Estructura de una aleación soluble a cualquier proporción: 1 fase.

- **Totalmente insoluble, Solución eutéctica.** En estas aleaciones existe una insolubilidad entre sus elementos en estado sólido, lo que hace que, al formarse los granos cristalinos, los metales no se mezclan dentro del grano por lo que cada grano es de un metal puro; Es decir, tenemos granos formados por el metal A y granos del metal B (dos fases) mezclados al azar (Fig. 7). Dentro de estos sistemas de aleación insolubles, existe una proporción, concreta y distinta para cada par de metales insolubles, en la que se forma una estructura característica denominado Eutéctica, que significa "mas baja temperatura" y que tiene la siguientes características (Fig. 7C):

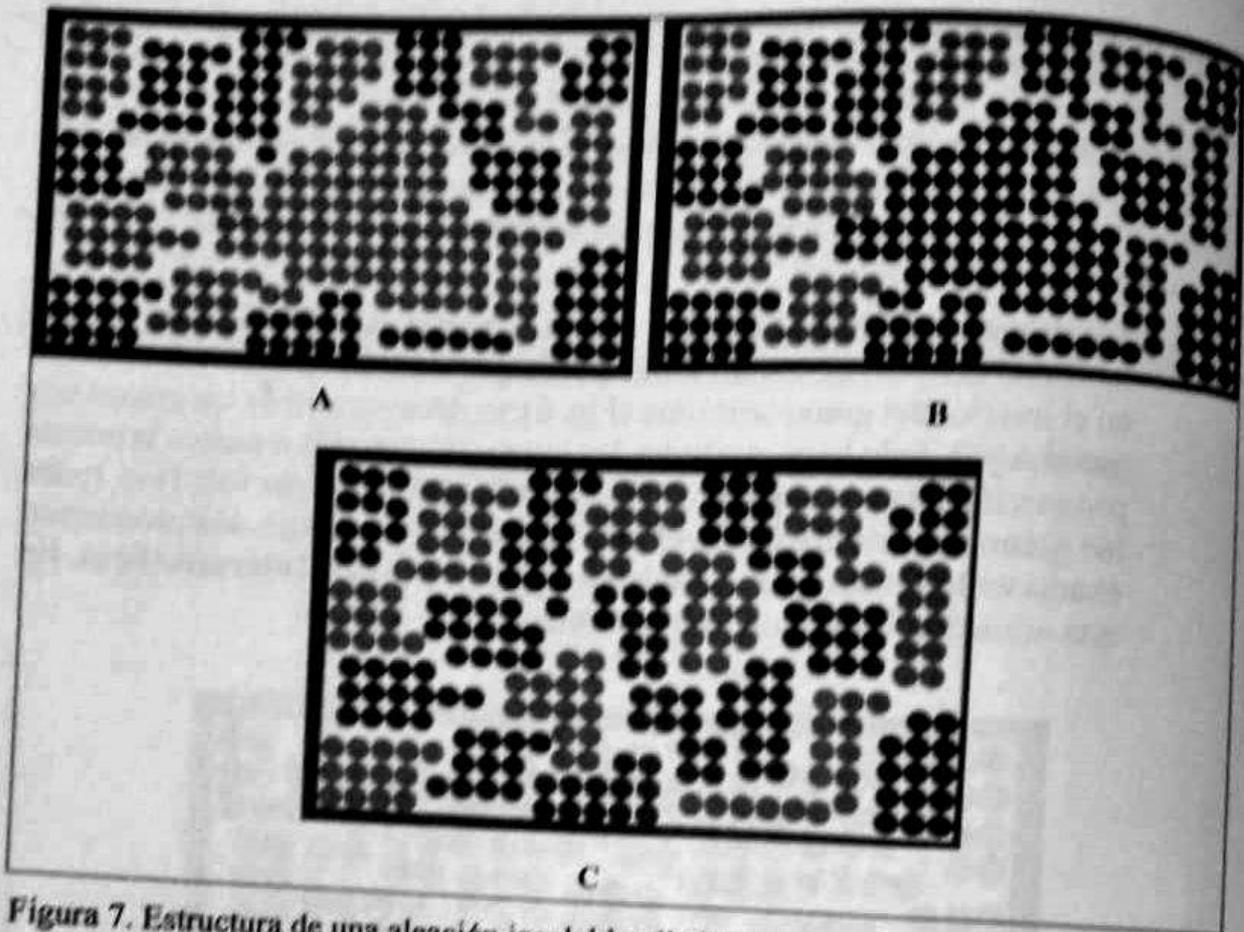


Figura 7. Estructura de una aleación insoluble: distintas proporciones de ambos elementos: 2 fases (A y B) y proporción eutéctica: 2 fases (C).

- Granos cristalinos regulares y de pequeño tamaño.
- Propiedades mecánicas características del grano pequeño: fragilidad.
- Solidifican a una temperatura fija, no tiene intervalo de fusión, como si fuera un metal puro.
- Temperatura de fusión o solidificación la más baja del sistema, de ahí viene su nombre.
- **Parcialmente soluble.** En estos sistemas de aleación los metales son solubles si se encuentran en proporciones extremas es decir mucha cantidad de uno y poca del otro. Cuando las proporciones se hacen similares son insolubles. Lo que sucede es que los metales se mezclan un poco, pero no mucha cantidad, como sucedería con el agua y el azúcar; el agua acepta una cantidad de azúcar pero si esta es excesiva la solución se sobresatura y el azúcar ya no se disuelve más. Esto nos da unos diagramas de fases en los que, con proporciones extremas, los átomos de los metales se combinan dentro de cada grano cristalino, son soluciones sólidas, una sola fase (Fig. 8A y 8B). Sin embargo, con proporciones intermedias solo se mezclan un poco, por lo que en unos granos hay mucha cantidad de átomos de un metal y en otros granos mucha cantidad del otro metal, pero con pequeñas mezclas en cada uno, es decir tenemos dos fases diferentes (Fig. 8C y 8D). En estas aleaciones también existe una proporción eutéctica (Fig. 8E) con características similares a las aleaciones totalmente insolubles.

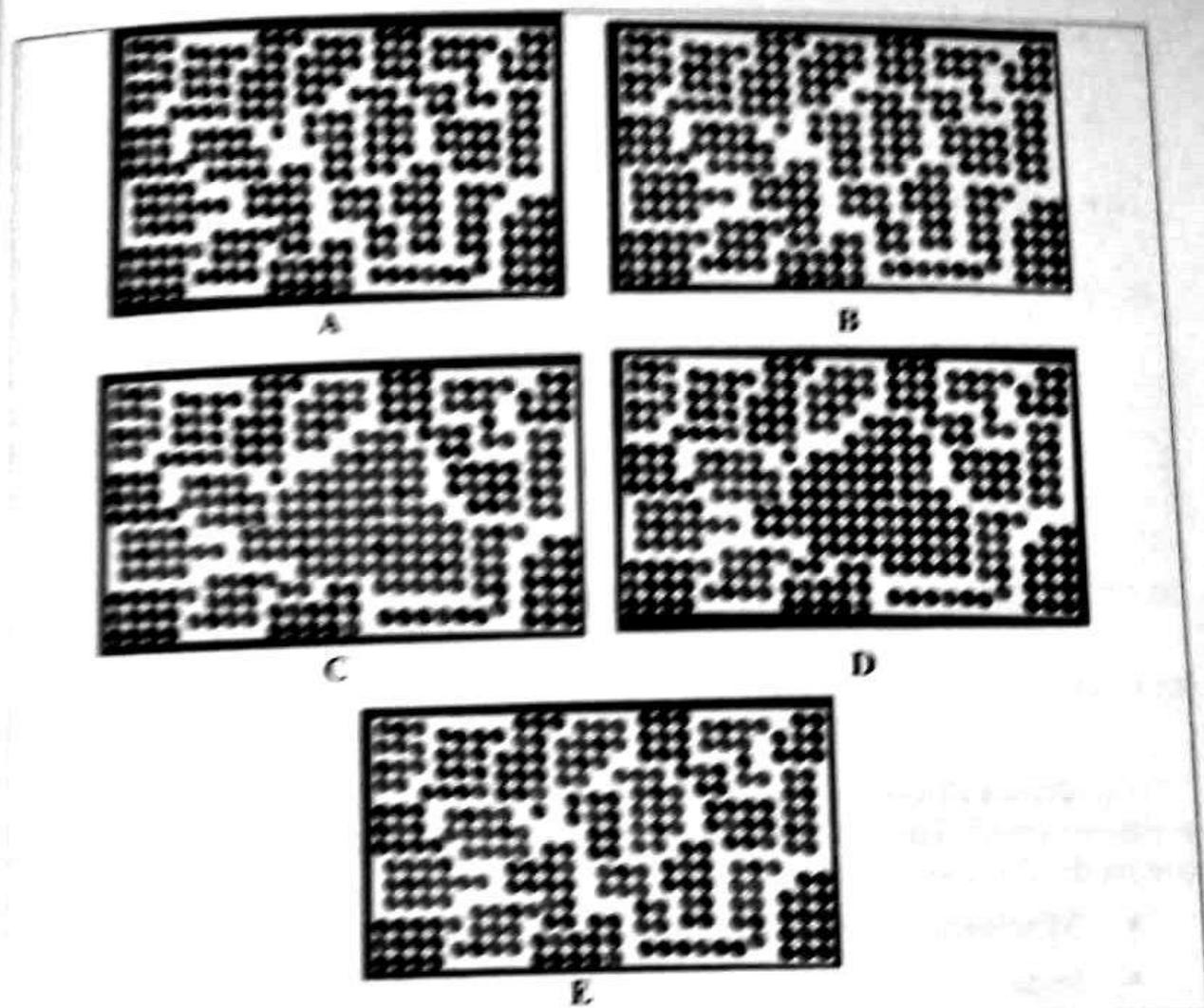


Figura 8. Estructura de una aleación parcialmente soluble: proporciones solubles: 1 fase (A y B); proporciones insolubles: 2 fases (C y D); proporción eutéctica: 2 fases (E).

PROPIEDADES DE LAS ALEACIONES

Las propiedades de las aleaciones van a estar en función de las propiedades de sus metales constituyentes. Como ya hemos comentado, las propiedades de los metales pueden ser muy diferentes, según la estructura que se consiga; lo mismo sucede con las aleaciones. A la hora de realizar una aleación, podemos fijar las propiedades que queremos y obtenerlas, ya que estas propiedades se pueden modificar en función de distintas variables:

- **Componentes:** Cada elemento aporta a la aleación unas características concretas. En general el componente que tenemos en mayor proporción aporta sus propiedades y las ventajas e inconvenientes. Con otros elementos en menor proporción se suele controlar la temperatura, el tamaño de grano, aumento de resistencia, disminución de la corrosión, etc.
- **Dislocaciones:** Las dislocaciones favorecen la ductilidad de la aleación y disminuyen el Módulo Elástico.

- **Tamaño de grano:** Un tamaño de grano pequeño hace a la aleación más rígida, más frágil y menos tenaz.
- **Deformación de frío:** Una aleación previamente deformada se vuelve más frágil y menos resistente.
- **Tratamientos térmicos:** Los tratamientos térmicos modifican las propiedades mecánicas de las aleaciones. Existen tratamientos endurecedores, en los que se aumenta la resistencia, y tratamientos ablandadores, en los que se disminuye. Estos tratamientos consisten en controlar las temperaturas durante la solidificación y son específicos para cada aleación. Un tratamiento térmico es el **templado**, que se realiza en el acero enfriando rápidamente la aleación. Lo que se pretende con todos estos tratamientos es obtener estructuras concretas con unas determinadas propiedades adecuadas a la función requerida.

MANIPULACIÓN DE LOS METALES Y ALEACIONES

COLADO

La técnica de colado consiste en dar forma a un metal depositado en un recipiente en estado líquido, para que la mantenga tras su solidificación. Esta técnica consta de distintas fases:

- Modelado de la estructura en cera (Fig. 9A).
- Inclusión de esta estructura en un material fluido, denominado revestimiento, el cual va a fraguar posteriormente (Fig. 9B).
- Eliminación de la cera mediante calcinación, lo que nos deja un hueco en el interior del revestimiento con la misma forma que la de la estructura a realizar (Fig. 9C).
- Fusión de metal e inyección en el interior del hueco (Fig. 9D). Para facilitar la entrada del metal en todos los recovecos nos ayudamos de la fuerza centrífuga haciendo girar el bloque de revestimiento mientras se introduce el metal fundido.
- Enfriado del metal y eliminación del revestimiento (Fig. 9E).

FORJADO

El forjado de un metal es su manipulación mediante deformación en estado sólido, sin fusión como en el caso del colado. A esta deformación se le denomina **deformación en frío**, aunque se realiza a alta temperatura. El término frío se refiere a que se deforma a una temperatura bastante menor que la de fusión, o sea, relativamente frío.

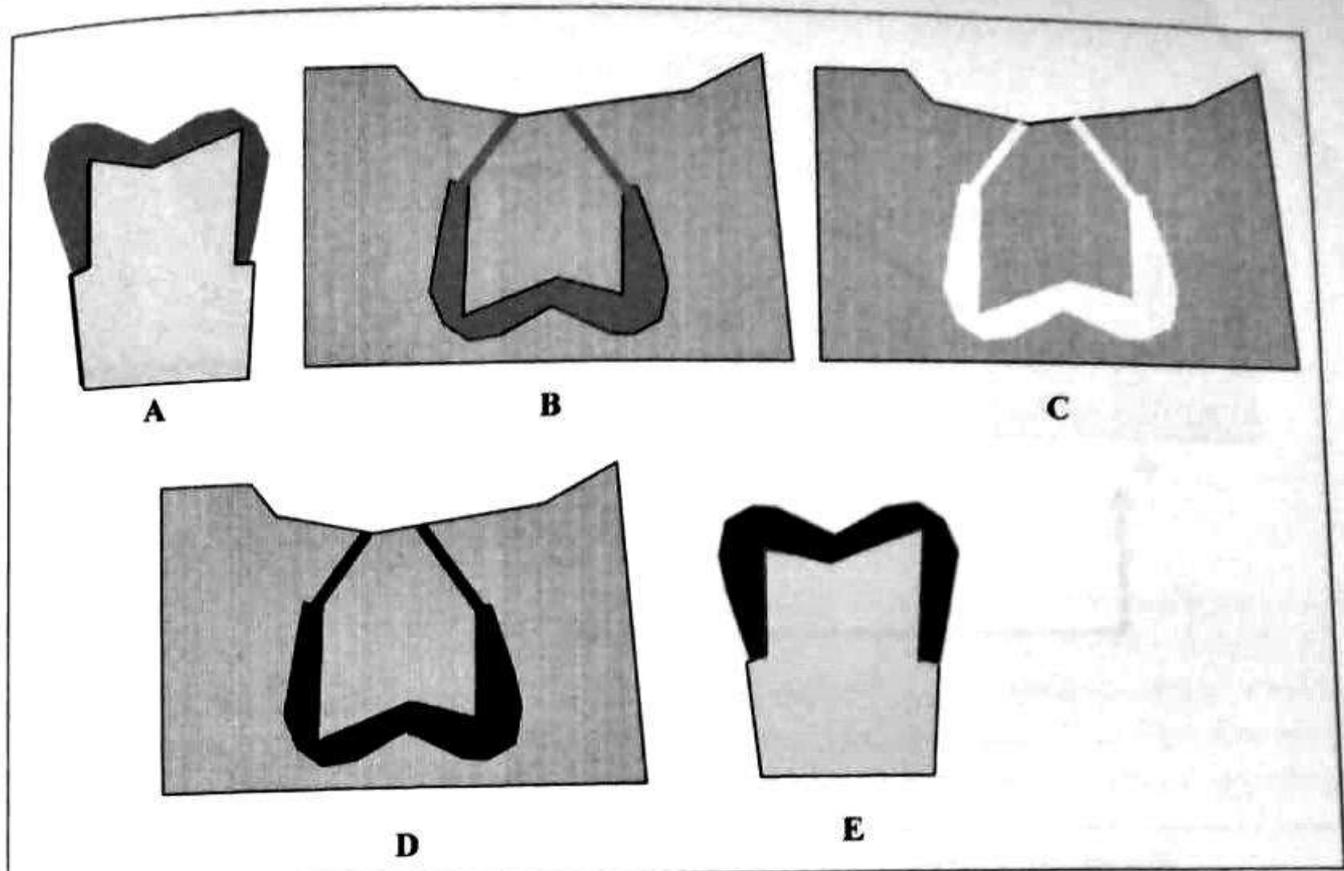


Figura 9. Colado: encerado (A), inclusión en revestimiento (B), eliminación de la cera (C), inyección del metal (D) y eliminación del revestimiento (E).

Esta deformación se produce sometiendo al metal a tensiones superiores a su límite elástico, lo cual moviliza los átomos del interior del grano cristalino, acumulándose tensiones en el límite de grano (Fig. 10B). Una vez que se ha producido toda la deformación posible el material pierde su ductilidad y se vuelve frágil, rompiéndose con una pequeña carga (Fig. 10C). Esto es lo que nos sucede si queremos romper un alambre, lo doblamos varias veces hasta que se rompe. Si queremos continuar deformando es necesario liberar tensiones y reordenar los átomos, lo cual realizamos volviendo a calentar moderadamente la estructura. Este trabajo es el que realiza un herrero en la fragua para hacer una herradura. Al metal deformado en frío se le denomina **metal labrado** (Fig. 10B y 10C) y a la liberación de tensiones mediante el calor, **recocido** (Fig. 10D). Si se aporta suficiente calor se puede llegar a una situación igual a la de antes de la deformación, **recristalización** (Fig. 10A), o incluso a la formación de granos mayores, **crecimiento granular**.

SOLDADURA

La soldadura es la unión de dos estructuras metálicas mediante la acción, generalmente, del calor, con o sin interposición de un metal o aleación. Existen dos tipos de soldaduras:

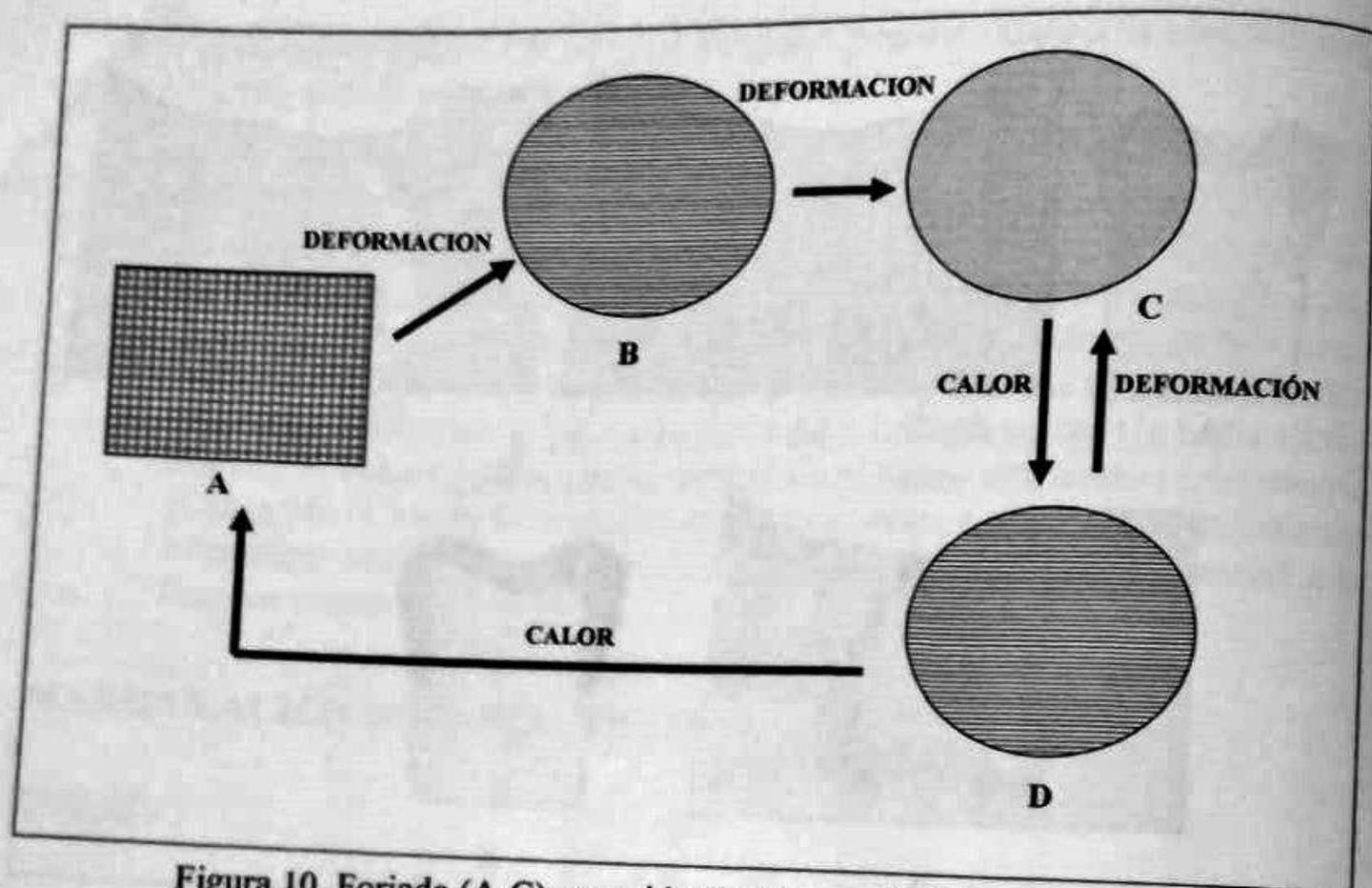


Figura 10. Forjado (A-C), recocido (C-D) y recristalización (D-A).

- **Soldadura autógena:** unión de dos estructuras metálicas mediante su fusión parcial y posterior solidificación en contacto, debido al calor generado por una corriente eléctrica que pasa a su través.
- **Soldadura por aleación:** unión de dos estructuras metálicas interponiendo entre ellas, y fundiendo, una aleación de baja fusión la cual, al solidificar une dichas estructuras.

AMALGAMACIÓN

Es la manipulación de metales aprovechando la existencia de un metal líquido a temperatura ambiente, el **mercurio**. Mezclándose un metal en polvo, con un metal líquido, el mercurio, conseguimos una masa plástica a la que se le da forma con cargas pequeñas.

CAPÍTULO 12

PORCELANA DENTAL

La porcelana o cerámica es un material de origen natural que se manipula con una tecnología básica, por lo que se utiliza desde la antigüedad. Desde el punto de vista dental, es el primer material estético utilizado. La palabra **cerámica** proviene del griego *Keramos* que significa material quemado ya que estos materiales se procesan mediante el **calor**, en un horno. La **porcelana** es una cerámica mas fina, de más calidad y estética.

COMPOSICIÓN

La porcelana está compuesta por una serie de minerales cuyo elemento básico es el silicio, como son:

- **Feldespato:** Es una mezcla de silicato aluminico, cálcico, sódico y potásico. Funde a 1300°C y forma la matriz de la porcelana. Le confiere la estética y la transparencia, pero tiene malas propiedades mecánicas.
- **Sílice:** SiO_2 . En forma de cuarzo, tiene una alta temperatura de fusión, por lo que no funde durante el procesado. Aporta propiedades mecánicas y fenómenos ópticos.
- **Caolín:** es una arcilla muy blanca, de china, y se utiliza para opacificar.
- **Alúmina:** es óxido de aluminio. Al igual que la sílice tiene alta temperatura de fusión. Aporta resistencia y ductilidad pero disminuye la estética y da demasiada opacidad.
- **Otros cristales,** como la leucita, mica y zirconio mejoran las propiedades.
- **Pigmentos:** son óxidos metálicos para dar distintos colores.
- **Fundentes** para disminuir la temperatura de fusión y facilitar la manipulación.

Todos estos elementos se mezclan en la proporción adecuada y se trituran formando un polvo fino denominado frita y que en la manipulación se mezcla con agua.

ESTRUCTURA

Los polvos que componen la porcelana tienen estructura cristalina. Cuando los polvos de la porcelana se calientan, en función de la temperatura se va a producir una fusión parcial o total de los mismos. La fusión, transforma la estructura cristalina de estas partículas en una estructura amorfa o vítrea.

La fusión parcial se produce con temperaturas más bajas, es superficial y afecta principalmente a los componentes con más baja temperatura de fusión como el feldespato pero no a los otros componentes. Cuando la fusión es parcial, podemos obtener estructuras cristalinas o compuestas, dependiendo si la parte fundida al enfriarse cristaliza o se mantiene amorfa. Al solidificar se produce una sinterización de las partículas estableciéndose enlaces iónicos y covalentes entre ellas.

En el caso de la fusión total a alta temperatura, toda la masa se convierte en amorfa. Si en el enfriamiento (enfriamiento rápido) no se produce cristalización obtendremos una estructura vítrea en su totalidad. Si parte cristaliza (enfriamiento lento), la estructura será compuesta (Fig. 1).

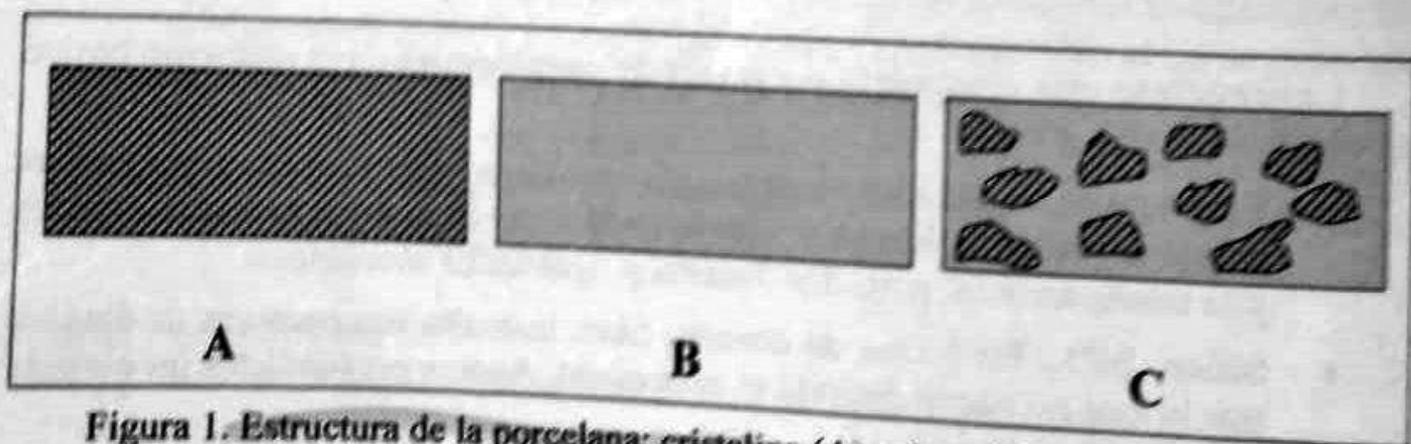


Figura 1. Estructura de la porcelana: cristalina (A), vítrea (B) y compuesta (C).

Dependiendo de las variables de manipulación la estructura del material final cambia, así como sus propiedades. Tenemos, así, distintos materiales (Fig. 2).

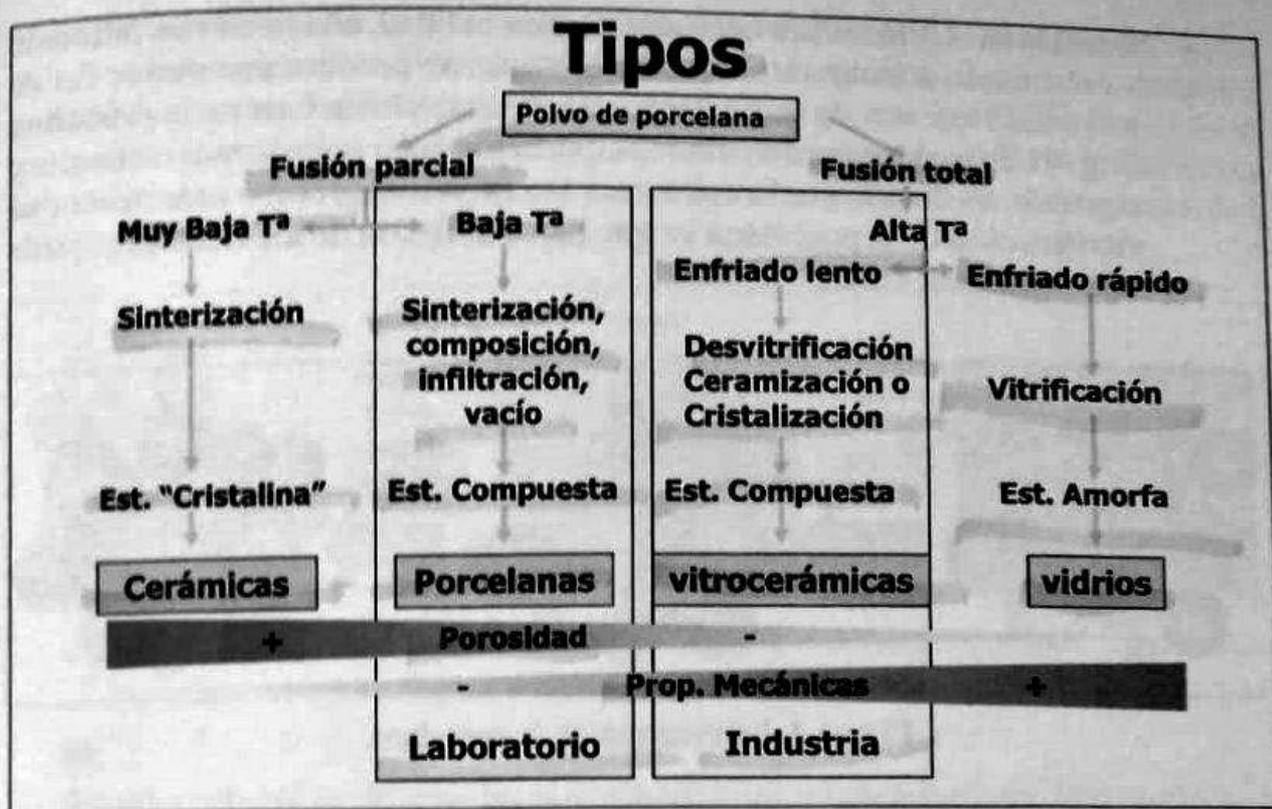


Figura 2. Clasificación de la porcelana según su fabricación y estructura resultante: la porosidad aumenta del vidrio a la cerámica mientras que las propiedades mecánicas aumentan de la cerámica al vidrio.

FUSIÓN PARCIAL

Si la fusión del polvo de porcelana es parcial (baja y media temperatura de fusión) tendremos las siguientes estructuras:

- Cerámica:** Calentando el polvo a baja temperatura se produce una fusión parcial, en la superficie de las partículas cristalinas, ya que se funde el feldespato pero no la sílice. Mediante un proceso de sinterización estas partículas con estructura cristalina se aproximan y al enfriarse se unen dando lugar a la cerámica. La estructura de la cerámica es **cristalina** ya que los cristales del polvo se mantienen prácticamente íntegros (Fig. 3). Esta estructura es porosa, lo que le confiere poca resistencia y mucha opacidad.

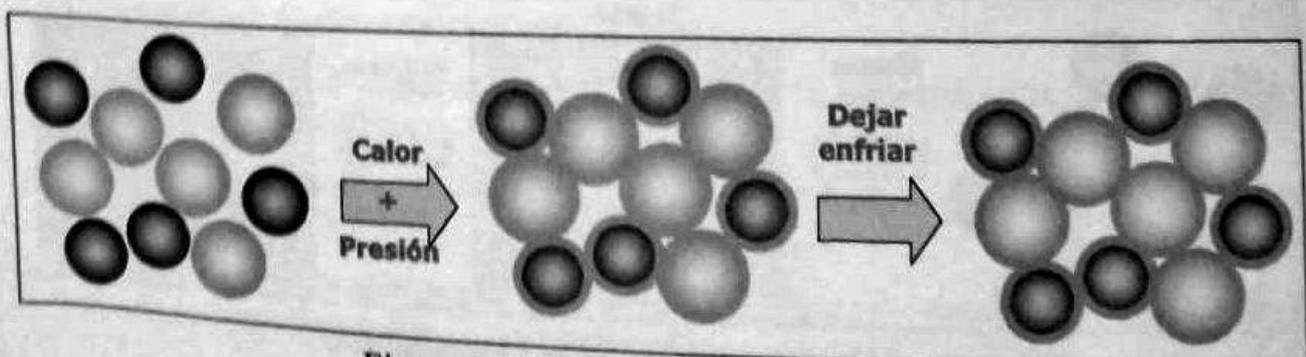


Figura 3. Fabricación de la cerámica.

- **Porcelana:** Utilizando materiales de más calidad, añadiendo un infiltrado y calentando a temperatura media al vacío, se produce una mayor fusión y al solidificar nos da una estructura, en parte **vítrea** y en parte **crystalina** (Fig. 4). Esta estructura es más compacta y menos porosa, más resistente y algo más traslúcida por la estructura vítrea. A este proceso se le denomina **vitrificación** de la porcelana ya que hay una fusión de los cristales y queda más estructura vítrea.

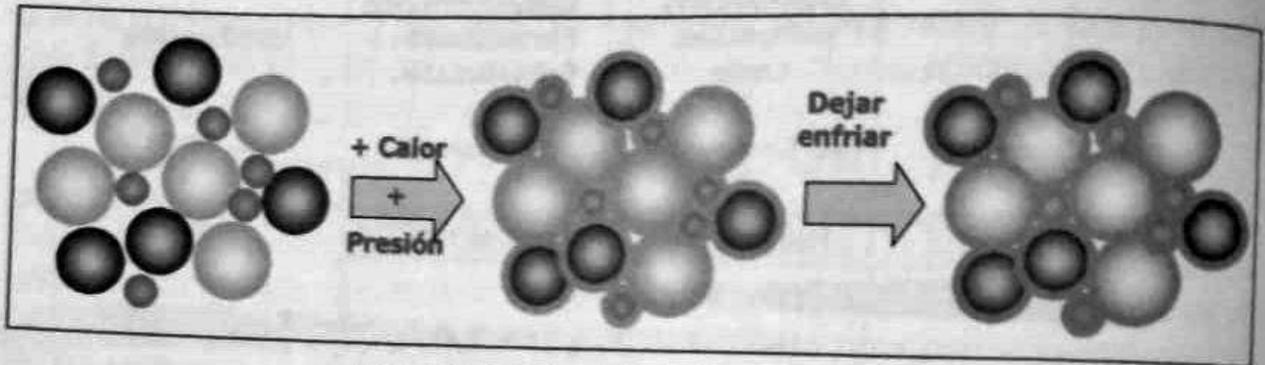


Figura 4. Fabricación de la porcelana.

FUSIÓN TOTAL

Si la fusión del polvo de porcelana es total (alta temperatura de fusión) tendremos las siguientes estructuras:

- **Vitrocera mica:** Mediante el calentamiento a alta temperatura se va a producir la fusión total de todos los componentes; si enfriamos lentamente damos tiempo a que los átomos se vayan ordenando formando una estructura compuesta. A este proceso se le denomina **desvitrificación, ceramización o cristalización** debido a que pasamos de una estructura fundida (vítrea) a una compuesta por la aparición de cristales. Al aumentar la estructura vítrea con respecto a la cerámica y a la porcelana, la vitrocera mica se hace más traslúcida y, al disminuir la porosidad, más resistente.

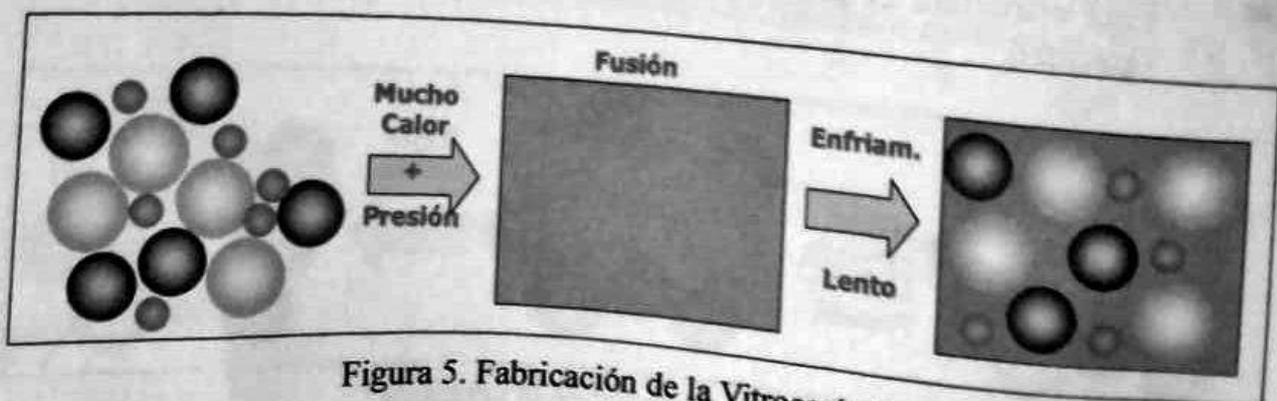


Figura 5. Fabricación de la Vitrocera mica.

- **Vidrio:** Si, tras el calentamiento a alta temperatura y fusión total de los componentes, enfriamos rápidamente no da tiempo a que se ordenen los átomos produciéndose una estructura vítrea o amorfa (Fig. 5). Este proceso se denomina **vitrificación** ya que pasamos de una estructura cristalina a una vítrea. Esta estructura es totalmente transparente y sin porosidad, aumentando la resistencia.

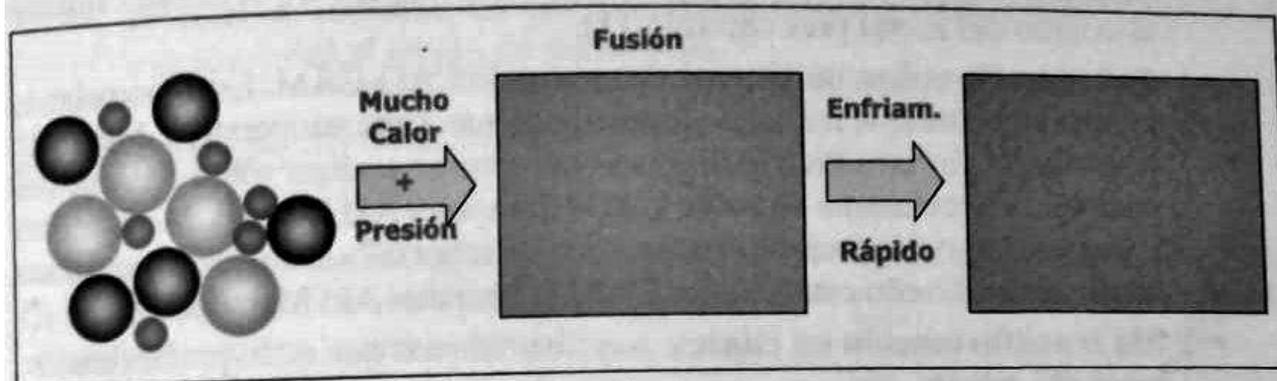


Figura 6. Fabricación del Vidrio.

En odontología se utilizan las porcelanas y las vitrocerámicas. Las porcelanas las manipula el técnico protésico mientras que las vitrocerámicas se realizan industrialmente, ya que requieren de una infraestructura más compleja.

CLASIFICACIÓN

Podemos clasificar las porcelanas dentales según varios criterios: su temperatura de fusión, el procesado y composición y las características estructurales.

TEMPERATURA DE FUSIÓN

Según la temperatura a la que se funden las porcelanas durante su manipulación tenemos las siguientes materiales:

- **Alta fusión:** Funden a más de 1300°C. A este grupo pertenecen las Vitrocerámicas y los dientes artificiales.
- **Media fusión:** Funden entre 1300 y 1050°C. A este grupo pertenece la porcelana aluminosa (ver mas adelante).
- **Baja fusión:** Funden entre 1050 y 850°C. A este grupo pertenece la porcelana feldespática.
- **Muy baja fusión:** Funden a menos de 850°C. Son porcelanas especiales para colocar junto con aleaciones de titanio.
- **Temperatura ambiente:** Son porcelanas que ya vienen preparadas para su utilización en frío, para los brackets y postes.

PROCESADO

Según el método según el que se procesa la porcelana tenemos las siguientes:

- **Cocidas:** La cocción en horno es el método clásico, la porcelana se modela según arte y se cuece en un horno.
- **Coladas:** mediante la técnica del colado a la cera perdida, de manera similar al colado del metal (ver capítulo 11).
- **Talladas:** Se utiliza un sistema denominado CAD-CAM. Estas porcelanas vienen en un bloque realizado industrialmente a alta temperatura. Mediante un programa informático se diseña la estructura a realizar sobre el diente del paciente, directamente en boca: CAD (Computer Aid Desing). Mediante un sistema rotatorio conectado al ordenador, un robot talla el bloque de porcelana siguiendo el diseño establecido: CAM (Computer Aid Manufacturing).
- **Sin transformación en clínica:** son dispositivos que están prefabricados: brackets, postes, etc.

ESTRUCTURA

En esta clasificación se combinan la estructura, la composición y la manipulación. Es una clasificación poco ortodoxa, pero recoge todas las porcelanas utilizadas actualmente en odontología.

- **Porcelanas clásicas:**
 - **Feldespáticas:** Estas porcelanas están compuestas por sílice, feldespato y caolín, además de los pigmentos. Es una porcelana de alta estética pero de moderadas propiedades mecánicas.
 - **Aluminosa.** Es una porcelana en la que, a la composición anterior, se le añade la alúmina lo que le da mucha resistencia pero empeora la estética.
- **Vitrocerámicas:**
 - **Coladas.**
 - **Modeladas.**
 - **Talladas.**

PROPIEDADES

También podemos clasificar las porcelanas según sus propiedades. La función de la porcelana es sustituir al diente y su compromiso estético es fundamental. Como el diente está formado por esmalte y dentina, con absolutamente diferente comportamiento óptico, tenemos varios tipos de porcelanas:

- **Porcelana de núcleo:** Es una porcelana aluminosa, más resistente, y se utilizan para servir de base a la porcelana feldespática, que es más estética.

- **Porcelana opacificadora u opaquer:** Es una porcelana muy opaca para enmascarar colores muy intensos como pueden ser el de los muñones muy teñidos o el metal.
- **Porcelana dentina:** Es una porcelana de una opacidad media similar a la de la dentina. Esta porcelana tiene una amplia gama de colores ya que con ella se reproducirá el color del diente.
- **Porcelana esmalte:** Es una porcelana muy traslúcida para sustituir al esmalte y dar el efecto de doble capa.

PROPIEDADES

La porcelana es un material que tiene grandes ventajas y grandes inconvenientes. De ahí que prefiramos describir sus propiedades especificando cuales son las ventajosas y cuales las inconvenientes.

VENTAJAS

La principal ventaja de las porcelanas es la estética ya que, utilizando una buena técnica y combinando materiales, podemos conseguir un color, transparencia y brillo prácticamente igual al diente, especialmente con la porcelana feldespática. Además, al ser muy dura e insoluble a cualquier tipo de solventes, son prácticamente inalterables y tienen una larga vida. Mecánicamente son muy resistentes a la compresión. Su coeficiente de expansión térmico es similar al del diente y son aislantes térmicos. Son muy biocompatibles y tienen una radiopacidad adecuada. Bien manipuladas consiguen una buena precisión y además son compatibles con otros materiales como las Resinas Compuestas, Silanos y ciertas aleaciones.

INCONVENIENTES

El principal inconveniente de la porcelana es su comportamiento mecánico. Es un material demasiado rígido, frágil y poco resistente a la tracción, por lo que necesita un ajuste perfecto (rigidez) y tiende a fracturarse (fragilidad, debilidad traccional). La porosidad que presenta induce la formación de microgrietas que conducen a la fractura por fatiga. En este sentido, las vitrocerámicas se comportan mejor que las porcelanas convencionales. Su gran dureza hace que durante la oclusión no se desgaste, pero sí desgasta al diente antagonista. Su manipulación es difícil y su contracción de fraguado la dificulta aun más, por lo que tiene un alto coste.

MANIPULACIÓN

Como ya hemos visto, existen porcelanas cocidas, talladas y coladas por lo que la manipulación de cada una de ellas será diferente. Aquí nos vamos a referir a la manipulación más clásica de la porcelana, la cocción.

Esta manipulación siempre la realiza el técnico protésico y consta de varias fases. Las dos primeras fases, mezcla y cocción, se repiten para cada capa que tenemos que reproducir: opaquer, dentina y esmalte.

MEZCLA

Se selecciona el polvo de la porcelana correspondiente y se mezcla con agua produciendo una masa moldeable. Con ella, sobre el muñón de escayola, se modela la capa correspondiente de la corona (Fig. 7A) y se lleva al horno para su cocción.

COCCIÓN

Durante la cocción, en un primer momento se produce la evaporación del agua, por lo que se debe hacer a baja temperatura para que no rompa la estructura. A continuación la porcelana pasa por una serie de fases:

- **Bizcocho suave:** En esta fase se produce la sinterización de las partículas y comienza a fundirse el feldespato. La porcelana es muy porosa, lo que le da el nombre de bizcocho.
- **Bizcocho medio:** En esta fase se produce la mayor parte de la contracción y la porcelana sigue siendo porosa, pero menos que en la fase anterior.
- **Bizcocho alto:** Al final de la cocción la porcelana ha perdido toda la porosidad posible, aunque sigue teniendo cierta porosidad (Fig. 7B). En esta fase es cuando la estructura se prueba en boca para hacer ajustes.

GLASEADO

Una vez que se comprueba que la estructura es la adecuada es necesario darle brillo y tapar la porosidad (Fig. 7C). Esto se realiza cubriendo la corona con un líquido de glaseado de muy baja fusión, se lleva al horno y se funde, quedando al solidificar una capa lisa, brillante, dura y sin poros. Esta capa de glaseado tiene una ligera contracción, por lo que comprime la corona y frena las microgrietas, aumentando así la resistencia. La capa de glaseado no debe eliminarse, por lo que el ajuste oclusal debe hacerse en fase de bizcocho.

USOS

La porcelana es un material de mucha utilidad en odontología. Su uso principal es la sustitución de tejido dentario perdido, mediante la realización de estructuras como puentes, coronas, incrustaciones y carillas. Todas estas estructuras son realizadas por el protésico mediante técnicas indirectas. También está muy extendido el uso de la porcelana para la confección industrial de estructuras de colocación directa, como son los brackets, pernos e implantes.



Figura 7. Manipulación de la porcelana: modelado (A), enfase de bizcocho tras la cocción (B) y tras el glaseado (C).

METAL-PORCELANA

Como ya hemos visto, la porcelana tiene muy poca resistencia a la flexión. Para estructuras que tengan que soportar grandes tensiones de flexión, como es un puente largo, la resistencia de la porcelana no es suficiente por lo que se necesita una estructura metálica subyacente que la refuerce (Fig. 8). Estas dos estructuras, metal y porcelana, tienen que ser compatibles para lo que deben cumplir una serie de requisitos.

REQUISITOS

- El **Coefficiente de Expansión Térmica** de la aleación metálica y de la porcelana deben ser similares. Como el CET de la porcelana es menor que el del metal, es necesario aumentar el de la porcelana y disminuir el del metal.
- El **Módulo Elástico** debe ser similar en ambos materiales. Como la porcelana es muy rígida, hay que utilizar aleaciones rígidas, especialmente en los puentes largos.
- La **Temperatura de Fusión** del metal debe ser superior a la de la porcelana para que durante la cocción de la porcelana sobre la cofia metálica esta permanezca sin deformarse. Para ello hemos de utilizar porcelana de baja fusión.
- La aleación metálica debe estar **libre de cobre** ya que este tiñe la porcelana de verde.

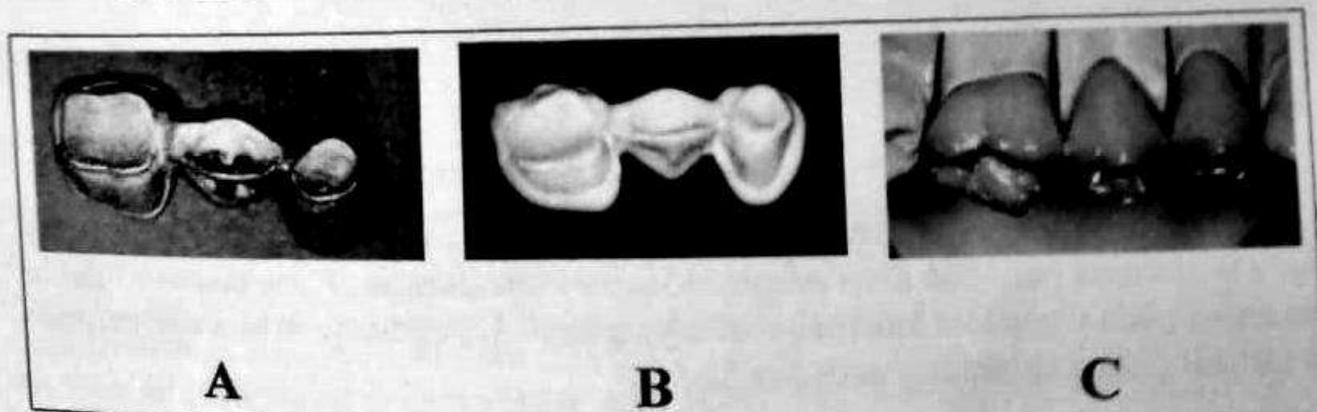


Figura 8. Prótesis metal-porcelana: estructura metálica (A), opaquer colocado (B) y prótesis terminada (C).

- Debe haber una buena **compatibilidad química** entre la aleación y la porcelana para que se produzca una buena unión.

MATERIALES

De las aleaciones estudiadas las aleaciones nobles tienen una buena unión a la porcelana mientras que los no nobles las tienen peor. Las aleaciones nobles son poco rígidas por lo que en puentes cortos se puede usar la tipo IV pero en los largos son mejores las no nobles. Siempre que las podamos utilizar, puentes cortos, las aleaciones nobles son las mejores ya que permiten el bruñido, el colado es más fácil y la unión a la porcelana mas duradera.

La porcelana a utilizar debe ser una de baja fusión y con un mayor contenido en álcalis para aumentar el coeficiente de expansión térmica. Para enmascarar al metal es necesario que contenga muchos óxidos metálicos para opacificar (Fig. 8B). Durante la cocción de la porcelana se le va a realizar el tratamiento térmico al metal por lo que no es necesario realizarlo previamente.

MECANISMOS DE UNIÓN

Como ya hemos dicho, la aleación y la porcelana deben quedar bien unidas. Esto se consigue por tres mecanismos:

- **Unión Mecánica:** Se consigue realizando un chorreado con óxido de aluminio sobre el metal y creando microrretenciones en las que se introduce la porcelana y queda retenida.
- **Compresión:** Durante la cocción de la porcelana sobre el metal esta contrae y tiende a aproximarse a el. Si la porcelana cubre al metal de manera concéntrica esta contracción producirá una compresión a nivel de la interfase.
- **Unión Química:** Se produce entre los óxidos de la aleación, indio, estaño y hierro, que emigran hacia la superficie y se combinan con la porcelana durante la cocción, estableciéndose enlaces covalentes. Para ello hay que realizar un tratamiento de oxidación superficial de la aleación.
- **Materiales de Interfase:** además de estos tres mecanismos existen una serie de materiales que se colocan en la interfase y mejoran la unión metal-porcelana.

ZIRCONIO

El zirconio, presentado como **Óxido de Zirconio**, es un material cerámico similar a la alumina pero con unas propiedades más interesantes. Tiene un color blanco, es muy opaco y con una alta resistencia y rigidez. Actualmente se está comenzando a utilizar para implantes y prótesis fijas.

CAPÍTULO 13

RESINAS ACRÍLICAS

Las resinas acrílicas pertenecen al amplio grupo de los polímeros orgánicos. En odontología nos interesan dos tipos de resinas acrílicas, aquellas que derivan del ácido acrílico y las que lo hacen del ácido metacrílico. En general, las resinas acrílicas proceden del etileno y contienen un grupo vinilo en su estructura. Polimerizan por adición, son duras y transparentes pero con cierta capacidad de absorber agua debido a la porosidad que le da su grupo carboxílico.

CLASIFICACIÓN

Las resinas acrílicas se clasifican en función de su sistema de activación de la polimerización (ver capítulo 10) por lo tanto sus respectivas composiciones van a ser diferentes. De esta manera tenemos:

- **Resinas Acrílicas Termocurables:** El activador de la reacción es el calor. Son las que desarrollan mejores propiedades y, por lo tanto, las que más se utilizan.
- **Resinas Acrílicas Autocurables:** Fragan en frío por medios químicos y se utilizan menos.
- **Resinas Acrílicas Fotocurables :** Las activa la luz.
- **Resinas Acrílicas Mixtas:** Tienen dos vías de polimerización.

COMPOSICIÓN

Las resinas acrílicas pertenecen al grupo que los polímeros sintéticos, cuyo componente básico es el metacrilato de metilo. El prepolímero suele venir presentado en forma de polvo y el monómero es un elemento líquido muy volátil, por tanto, la forma más frecuente presentación de las resinas acrílicas es en polvo-líquido. Analizaremos la composición del polvo y líquido por separado. Ambos presentan una serie de componentes fijos y otros opcionales que pueden estar presentes en función de las características del material que queramos conseguir y fundamentalmente de su forma de polimerización.

LÍQUIDO

- **Monómero:** Es el **metacrilato de metilo**. Es el elemento reactivo.
- **Inhibidor:** La **hidroquinona**. Facilita el almacenamiento prolongado al inhibir la polimerización espontánea del monómero.
- **Agente entrecruzador:** Es el **dimetacrilato de etilenglicol**. Facilita la formación de cadenas laterales con lo que mejora las propiedades mecánicas finales.
- **Activador químico:** La **dimetil-p-toloudina**. Se utiliza sólo en las resinas autopolimerizables o de autocurado. Actúa activando el peróxido de benzoilo.
- **Aceleradores:** Son las **aminas terciarias aromáticas**.

POLVO

- **Perlas de polímero:** Es el prepolímero o **polimetacrilato de metilo** que se tritura en forma de polvo o partículas pequeñas y redondeadas, por lo que recibe el nombre de "perla".
- **Iniciador:** Es el **peróxido de benzoilo**. Es la fuente de radicales libres para iniciar la reacción de polimerización siendo previamente activado por la dimetil-p-toloudina o por el calor.
- **Pigmentos:** Elementos como **sulfuros y óxidos metálicos**; dan color rosado y aspecto vetado a la resina para simular la mucosa oral.

REACCIÓN DE FRAGUADO

En la reacción de fraguado de las resinas acrílicas, distinguimos dos fases: los cambios físicos que suceden al mezclar el líquido con el polvo y los cambios químicos.

CAMBIOS FÍSICOS

Al poner en contacto el polvo y líquido se produce una reacción física entre el monómero, (líquido) y el polímero (polvo) que consiste en la solución parcial del polímero por el monómero para formar una masa plástica que pueda ser introducida en un molde. En esta reacción se identifican varias fases que es importante conocer para su correcta manipulación.

- **Fase arenosa:** el monómero moja las perlas del polímero las cuales se ablandan formando una masa fluida. Tiene aspecto granuloso, como la arena de playa mojada, lo que le da su nombre (Fig. 1A).

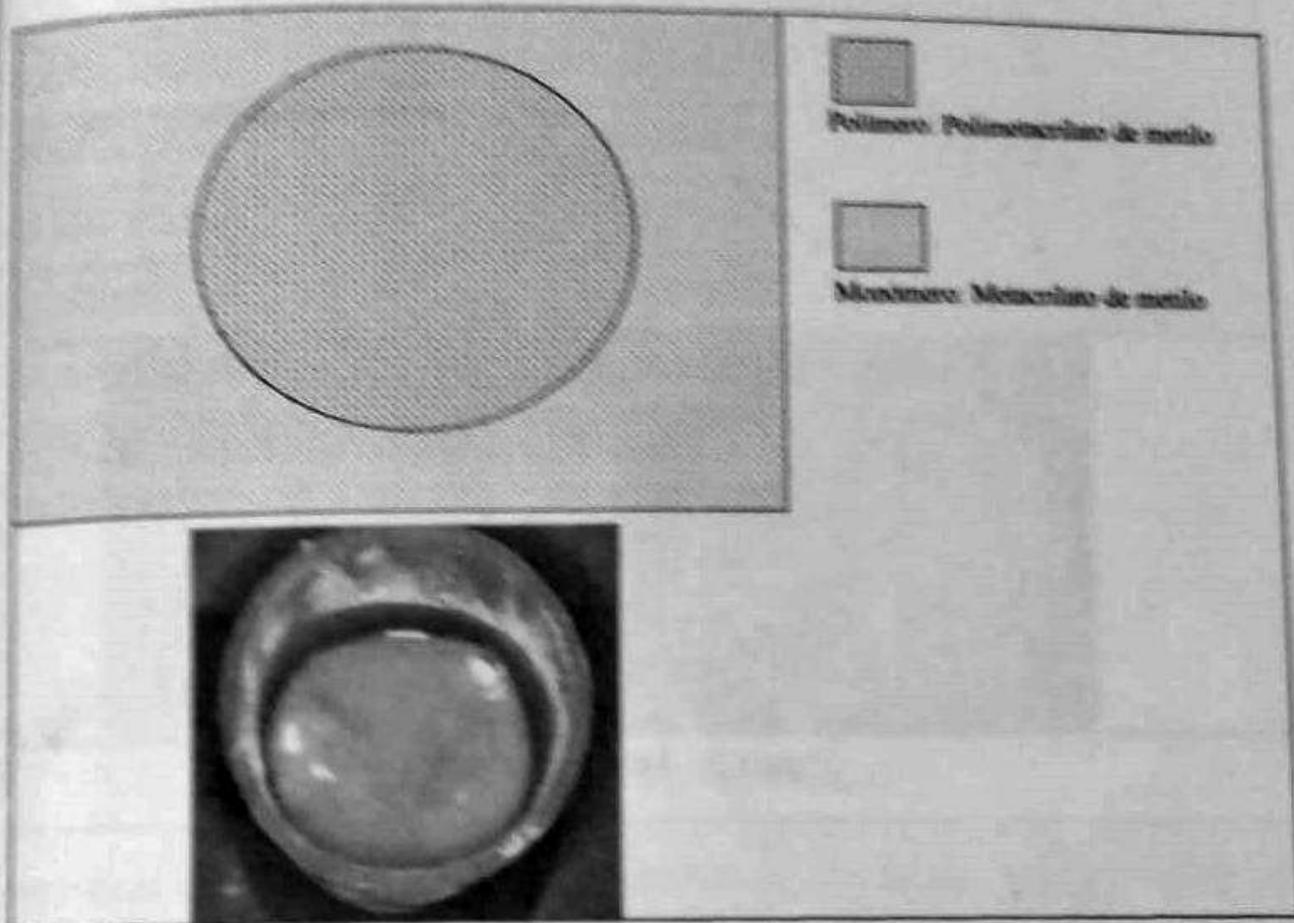
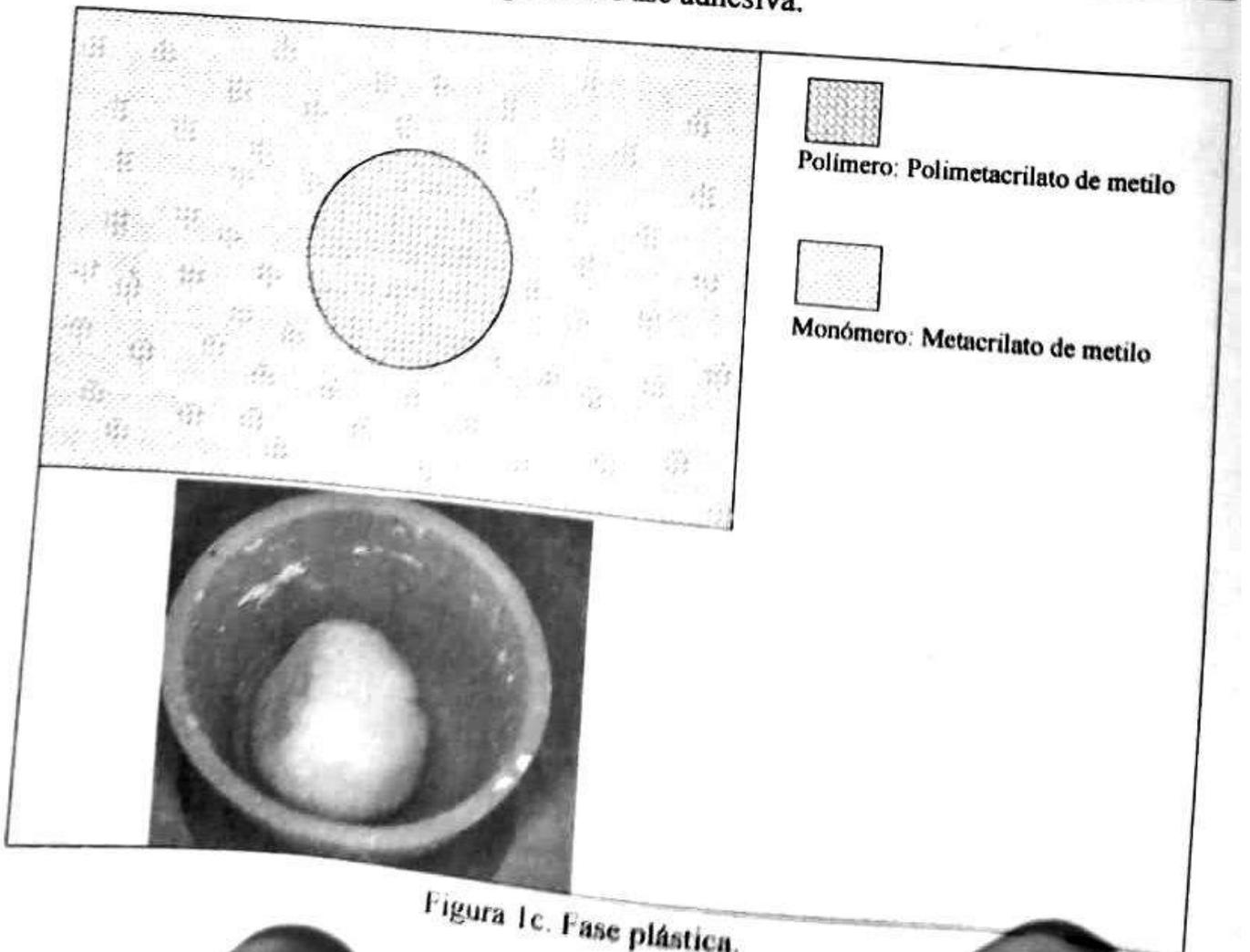
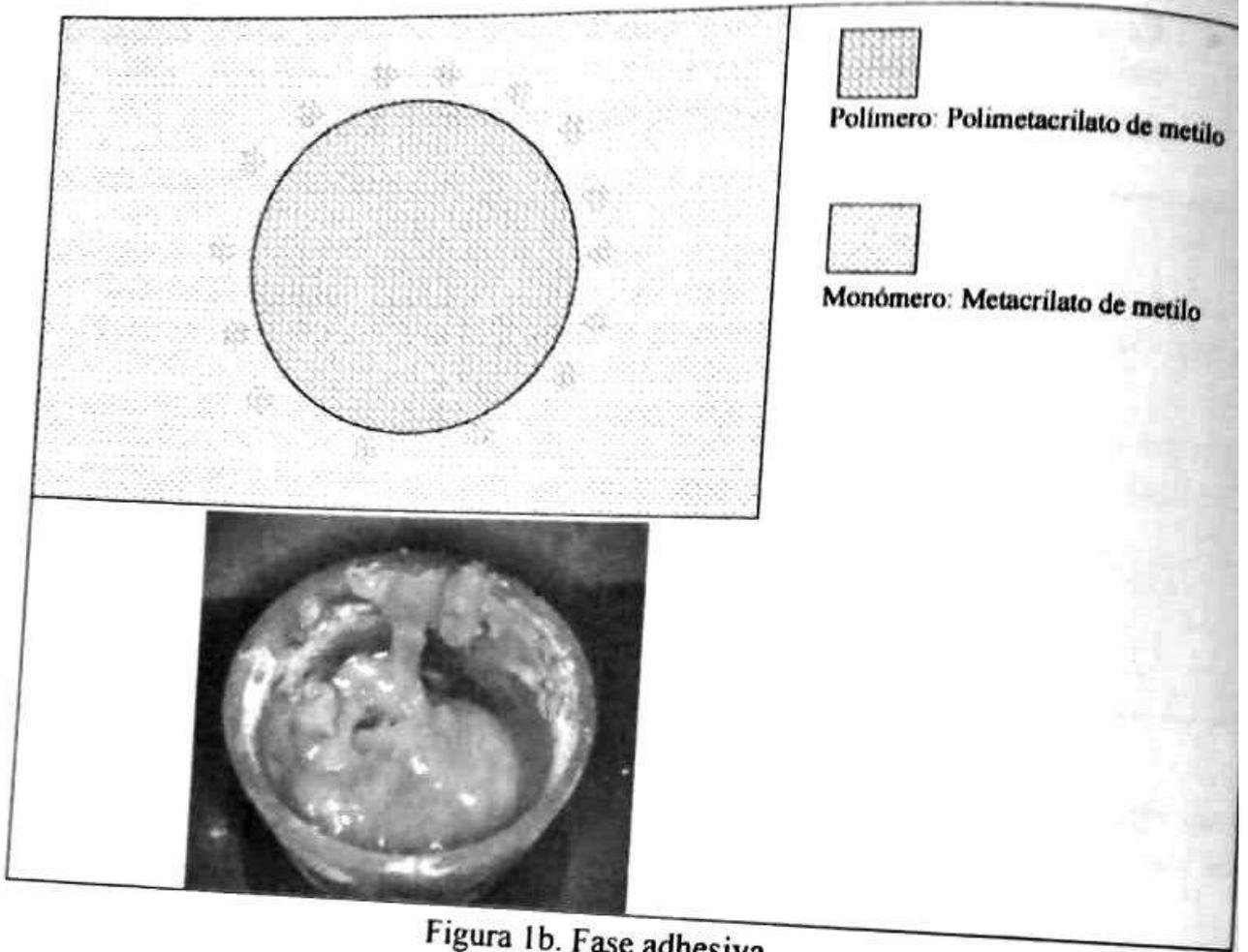


Figura 1a. Fase arenosa.

- **Fase adhesiva:** el monómero penetra en el polímero, comenzando a disolverlo en su superficie. La masa se vuelve elástica y adhesiva (Fig. 1B).
- **Fase plástica:** la masa se satura del polímero en solución. Queda compuesta por moléculas de polímero no disueltas, suspendidas en la masa de monómero saturado de polímero. La masa se vuelve blanda y plástica, perdiendo adhesividad y elasticidad. Es el momento en que debemos modelar la masa (Fig. 1C).

CAMBIOS QUÍMICOS

La última fase se conoce como **fase de polimerización** y es donde se producen los cambios químicos. La masa se vuelve cohesiva, elástica y rígida, no pudiendo ser modelada en este periodo. Estos cambios químicos consisten en una polimerización por adición, es decir, los monómeros de metacrilato de metilo se unen entre sí para formar polímeros de polimetilmetacrilato, que son la suma de esos monómeros sin ningún tipo de subproducto (Fig. 1D). Son reacciones muy



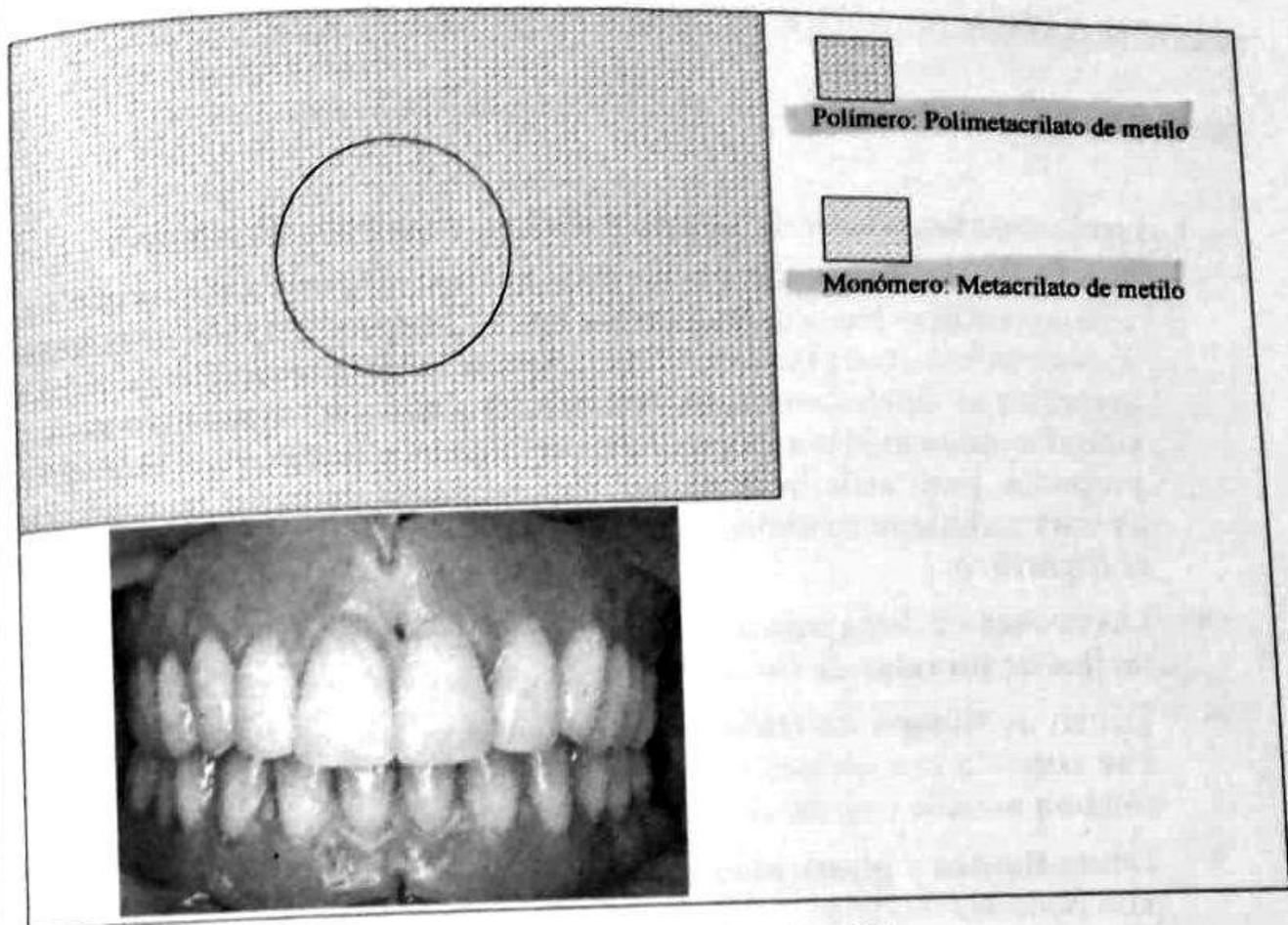


Figura 1d. Fase de polimerización.

rápidas ya que, una vez activadas, las moléculas son capaces de activar a su vez a otras, logrando por tanto polímeros de altísimo peso molecular. Como en toda reacción de polimerización por adición (ver capítulo 10), podemos encontrar las siguientes fases:

- **Activación:** El activador puede ser un agente físico (el calor) o un agente químico (la dimetil-p-toluidina o agentes fotosensibles específicos). La posibilidad de activarse por calor es intrínseca al peróxido de benzoilo (60°C), pero la capacidad de activación química y lumínica va a depender de la composición de la resina acrílica que estemos considerando.
- **Iniciación:** Los radicales libres que provienen del peróxido de benzoilo activado, comienzan la unión de los monómeros.
- **Propagación:** una vez desdoblado el doble enlace, éste es capaz de activar otros y sucesivamente se va produciendo la rápida reacción en cadena que no se completará, en teoría, hasta producirse la total polimerización por agotamiento de los monómeros.
- **Terminación:** la propagación no se puede producir en todos los dobles enlaces existentes en la masa de resina ya que las cadenas se bloquean por distintos mecanismos y termina la reacción, dejando monómeros libres.

Durante la polimerización se producen los fenómenos colaterales típicos de la reacción de polimerización: la **exotermia** y la **contracción volumétrica**.

PROPIEDADES

PREVIAS AL FRAGUADO

Las resinas acrílicas antes de fraguar tienen las siguientes propiedades:

- Son **fáciles de almacenar**, aunque debemos tener algunas precauciones. Las resinas acrílicas pueden deteriorarse con el tiempo por acción de distintos agentes debido a su gran reactividad; Agentes físicos como la luz y el calor perjudican su almacenamiento. Además, el líquido del monómero es muy volátil e inflamable por lo que debe presentarse en recipientes herméticos y opacos, para aislarlo de la luz, recomendándose evitar temperaturas excesivas durante su almacenamiento, es decir, conviene almacenarlo en el frigorífico.
- Las resinas acrílicas para uso dental vienen presentadas en polvo y líquido **fáciles de mezclar** de forma manual y con un ligero espátulado.
- Tienen un **tiempo de trabajo** suficientemente largo para que de tiempo a su correcta manipulación, es decir, tiempo suficiente para realizar una correcta mezcla y su procesado en el laboratorio antes de que endurezca.
- Tienen **fluidez y plasticidad** suficiente, sin ser excesivamente pegajosas, para poderlas modelar.

DURANTE EL FRAGUADO

- La **contracción** de polimerización debe ser la mínima posible. Aunque la contracción de polimerización del metacrilato de metilo se aproxima al 6-7% lineal, lo cual sería inaceptable, en la práctica y gracias a su manejo bajo presión y en molde rígido (enmuflado), su contracción se consigue reducir sólo a 0,2% lo que permite un perfecto ajuste en la prótesis en boca.

DESPUÉS DEL FRAGUADO

- **Estabilidad dimensional.** Una vez colocada la prótesis en la boca, intervienen dos propiedades que pueden comprometer la estabilidad dimensional: la absorción de agua y la solubilidad.
 - **Absorción de agua:** el polimetacrilato de metilo absorbe agua lentamente durante un cierto tiempo. La absorción, consiste en la difusión a su través de moléculas de agua siendo esta mucho menor en las resinas de termocurado que en las autocurables. A causa de la absorción de agua se produce un cambio volumétrico positivo. La absorción de agua influye en las propiedades mecánicas de las resinas aumentando su flexibilidad. Si dejamos secar la resina se produce una

deshidratación, una disminución de volumen y un aumento de su fragilidad. Si humedecemos y desecamos la prótesis repetidas veces, estos cambios volumétricos pueden dar lugar a la producción de grietas en el material y cuarteamiento del mismo. Por esto se recomienda mantener la prótesis húmeda cuando la retiramos de la boca durante algún tiempo. La absorción de agua también favorece la entrada de sustancias colorantes disueltas en ella y de ciertos microorganismos, como es el caso de la *cándida albicans* que produce la estomatitis protética.

- **Solubilidad:** Como material orgánico, las Resinas Acrílicas son solubles en los solventes orgánicos pero son prácticamente insolubles en los líquidos que entran en contacto habitualmente con la cavidad oral. Sólo debemos advertir a los pacientes de que, a la hora de su limpieza, no deben utilizar productos que puedan ser solventes orgánicos, como el alcohol o la acetona.
- **Porosidad:** la aparición de poros en cualquier estructura que va ser sometida a tensiones constituye una disminución en sus propiedades mecánicas, ya que la presencia de poros implica también zonas de acumulo de tensiones en el seno del material y por tanto zonas más débiles en el interior del mismo. La correcta manipulación bajo presión durante todo el proceso de polimerización de las Resinas Acrílicas, disminuye de forma muy significativa el número de poros finales de las mismas.
- **Propiedades mecánicas:** el polimetacrilato de metilo utilizado para las bases de prótesis es un material frágil y relativamente rígido. Aunque las propiedades mecánicas pueden variar según la composición de la resina y de su manipulación, su resistencia a la tracción es bastante alta, así como la compresiva y tiene una dureza aceptable. Sin embargo, tiene una escasa resistencia al impacto lo que facilita su fractura si se deja caer sobre una superficie dura. También tiene una buena resistencia a la fatiga, en estas dos últimas propiedades influye mucho el grosor adecuado de la prótesis y su diseño. La resina para base de prótesis tiene una resistencia a la abrasión moderada por lo cual no es recomendable que la limpiemos con productos abrasivos ni que sobre ellas incidan los contactos oclusales. En caso de fractura de la prótesis, el acrílico se puede reparar pero, si el motivo de la fractura es el diseño, se va a volver a romper por lo que su reparación no es aconsejable.
- **Propiedades térmicas:**
 - **Temperatura de ablandamiento:** las resinas acrílicas que se utilizan para la confección de bases de prótesis no se ablandan por debajo de los 75 °C, lo cual hace prácticamente imposible que la temperatura de los alimentos las pueda afectar.
 - **Conductividad térmica:** como todos los polímeros las resinas acrílicas poseen una baja conductividad térmica, lo cual puede llegar a ser un inconveniente ya que la mucosa subyacente queda aislada de los cambios térmicos que la ingesta produce en la boca.

- **Coefficiente de expansión térmica:** este coeficiente es muy elevado en las resinas acrílicas pero no supone una afectación importante a su estabilidad dimensional debido a su baja conductividad térmica, al gran volumen de la estructura y al poco tiempo que mantenemos los alimentos fríos o calientes en contacto con ella.
- **Densidad:** las resinas acrílicas, frente a otros materiales que se habían utilizado con anterioridad para realización de base de prótesis, presentan una menor densidad y por tanto son más ligeras y adecuadas para este fin.
- **Estética:** las propiedades estéticas de las resinas acrílicas son bastante superiores a los que habían mostrado otros materiales usados con anterioridad en la confección de bases para prótesis. El polimetacrilato de metilo es un material, transparente pero permite con facilidad la incorporación de pigmentos y fibras que nos van a permitir simular el color y los vasos sanguíneos de la encía. La estabilidad de color que se consigue con los pigmentos es muy buena. Además su dureza permite pulirlas bien y mantener el pulido durante mucho tiempo consiguiendo también mejorar la estética.
- **Radiopacidad:** aunque el polimetacrilato de metilo es radiotransparente es posible incorporarle relleno radiopaco para que sea posible detectarlo radiográficamente en caso de ingestión o aspiración accidental.
- **Biocompatibilidad:** el polímero de las resinas acrílicas es un material con escasa interacción con el medio biológico que lo rodea y por tanto muy biocompatible. Se han descrito muy pocos casos de alergia a resinas acrílicas. Sin embargo el monómero es un material muy reactivo que también reacciona con los medios biológicos irritándolos. Es por ello que son más frecuentes los casos de irritación ante la presencia de monómero residual cuando la prótesis está incorrectamente polimerizada.

Aunque todas las resinas acrílicas son muy similares en lo que respecta a sus propiedades, existen algunas diferencias entre ellas según su sistema de polimerización. Las resinas que no son polimerizadas a altas temperaturas presentan una polimerización más incompleta y, por tanto, una mayor cantidad de monómero libre, pudiendo resultar más irritantes para las mucosas. Al mismo tiempo se forman cadenas más cortas de polímero lo cual disminuye la resistencia de la prótesis y aumenta su flexibilidad. Por otro lado, estas resinas manipuladas en frío, tienen mejor estabilidad dimensional ya que al no intervenir altas temperaturas en su elaboración se evita el acumulo de tensiones internas y grandes cambios térmicos. Las resinas procesadas en frío basan su polimerización en fenómenos químicos por lo que se ven obligadas a llevar en su composición aminas terciarias muy reactivas, que reaccionan con los fluidos orales disminuyendo la estabilidad del color de las mismas.

MANIPULACIÓN

Para comprender la manipulación, por parte del técnico de laboratorio, de las resinas acrílicas para base de prótesis, debemos describir el proceso completo de la realización de la prótesis. El procesado en el laboratorio tiene distintas fases:

ENCERADO

Consiste en el modelado detallado de la prótesis en cera, con todos los detalles anatómicos e incluyendo en ella los dientes acrílicos prefabricados definitivos (Fig. 2).

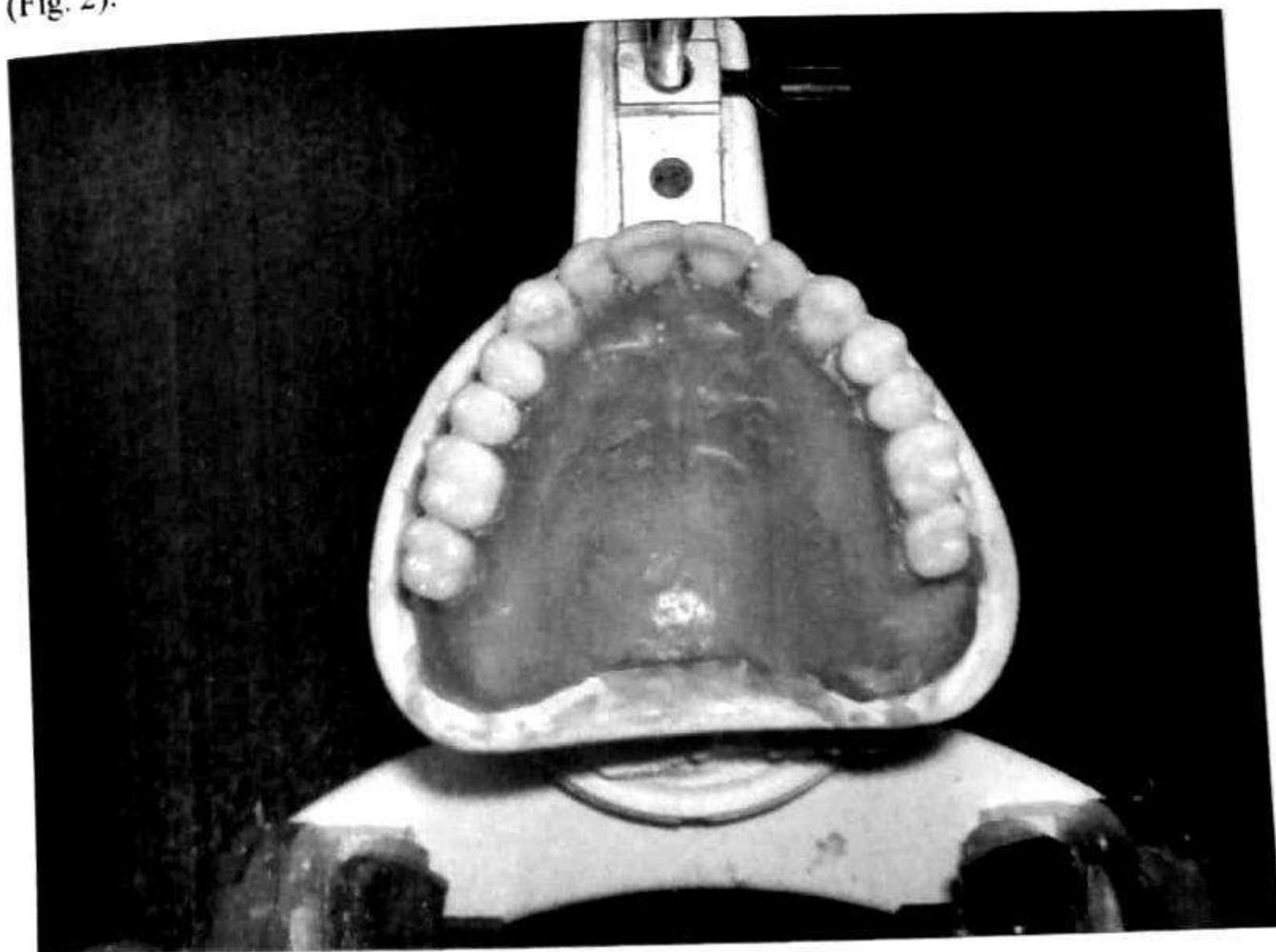


Figura 2. Encerado: la base es de cera y los dientes son los definitivos, de acrílico.

ENMUFLADO

Se introducen el modelo y el encerado en un recipiente (mufla) el cual se rellena de escayola hasta cubrir el modelo, sobresaliendo solamente la prótesis encerada. A continuación se acopla la otra mitad del recipiente (contramufla) y se aplica un separador de escayola. A continuación se rellena la contramufla con escayola y se deja fraguar.

ELIMINACIÓN DE LA CERA

Se introducen mufla y contramufla en un baño caliente para ablandar y eliminar la cera con facilidad, quedando los dientes de acrílico atrapados en la escayola (Fig. 3).

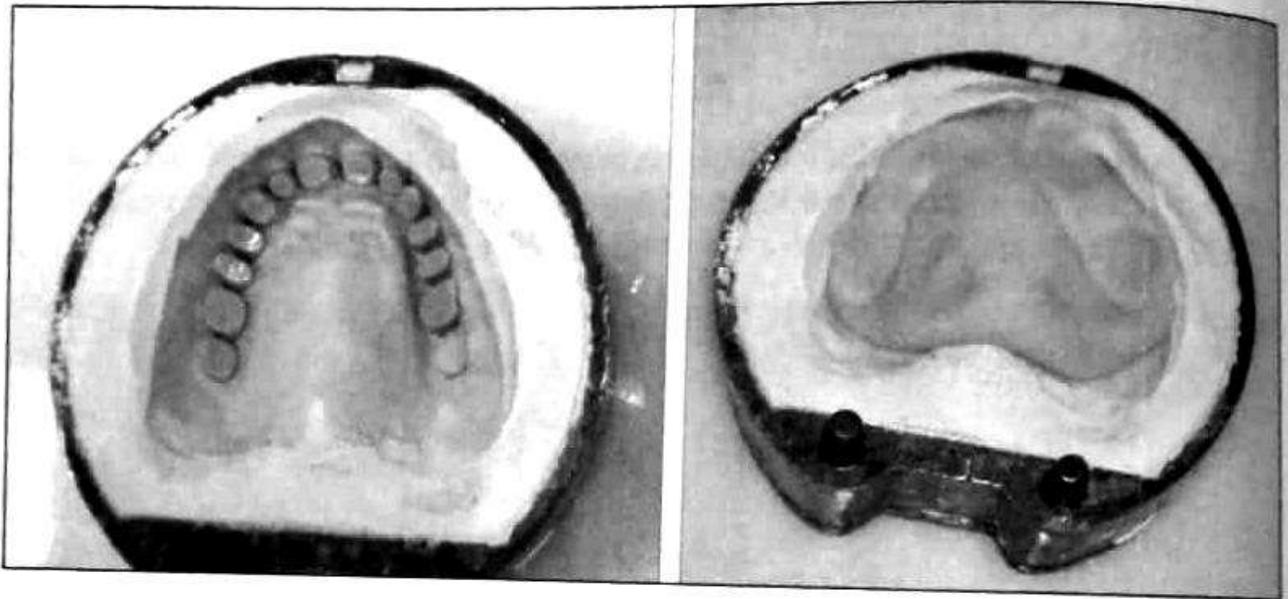


Figura 3. Empaquetado.

EMPAQUETADO

Una vez pincelada toda la escayola, evitando los talones de los dientes de acrílico, con un separador acrílico-escayola, se mezcla la resina y se espera a que se desarrolle la fase arenosa y la adhesiva. Cuando ya está la resina en fase plástica, se coloca en el hueco dejado por la cera (Fig. 3), se cierran ambas partes de la mufla y se presan para eliminar los excesos de acrílico, manteniéndose la presión mediante un sistema de bridas (Fig. 4).

POLIMERIZACIÓN

Se introduce la mufla con sus bridas en un baño de agua caliente (Fig. 5), durante un tiempo y una temperatura que variarán en función del tipo de resina. Se enfría lentamente

DEMUFLADO

Con ayuda de pinzas para escayola se saca la prótesis del interior de la escayola.



Figura 4. Prensado.

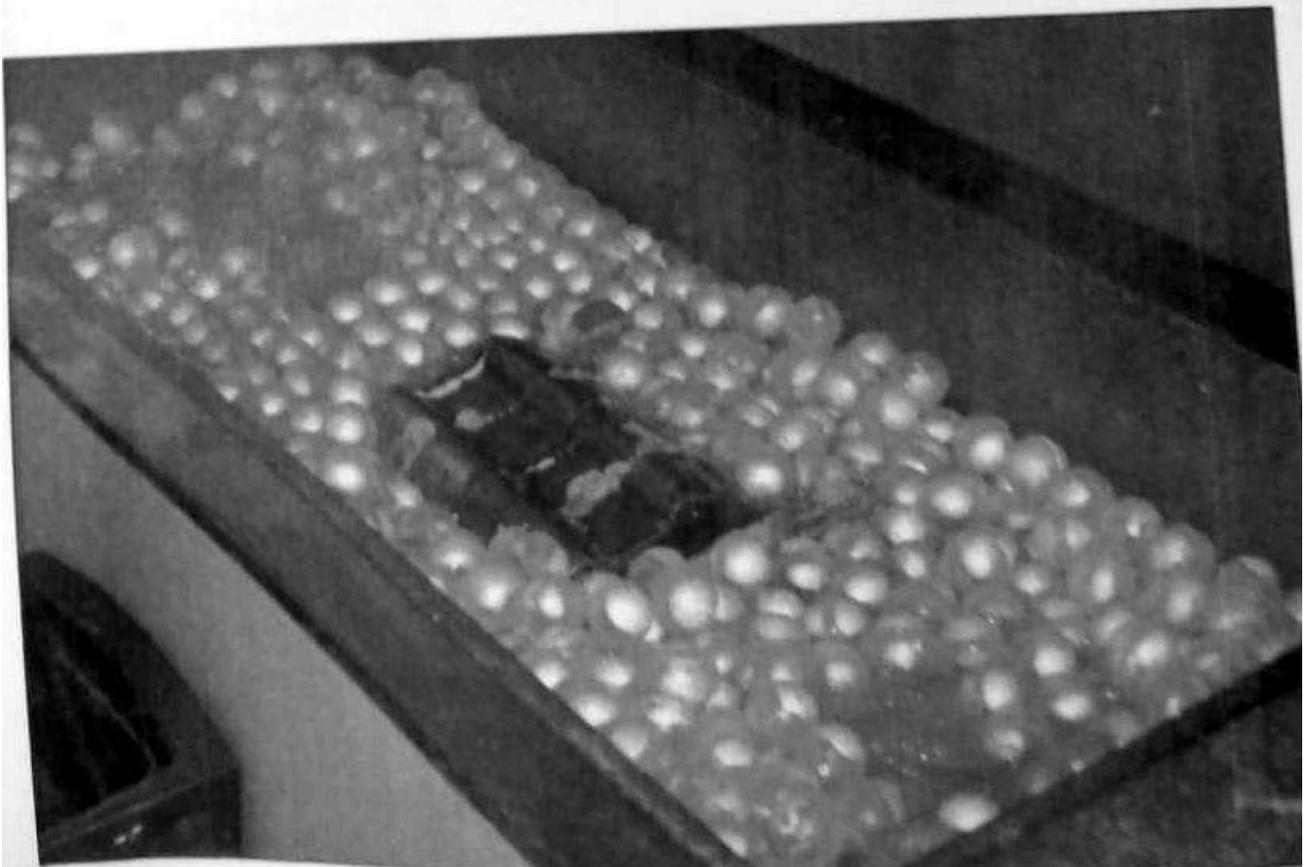


Figura 5. Polimerización.

PULIDO

Se eliminan las rebabas que hayan podido quedar y se pule la superficie externa para darle brillo, quedando así la prótesis terminada (Fig. 6).

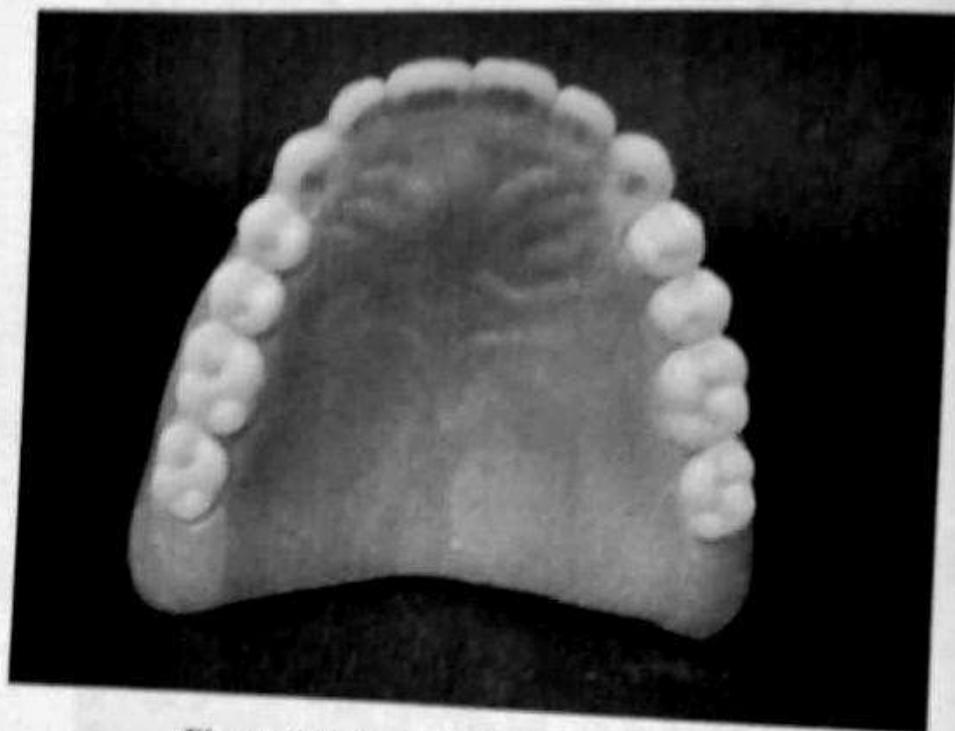


Figura 6. Prótesis pulida y terminada.

USOS

La aplicación más frecuente de las resinas acrílicas en odontología ha sido para confeccionar las bases de prótesis removibles totales o parciales, siendo el material de elección la Resina Acrílica de Termocurado. Existen otros usos para las que nos son útiles: placas y aparatos de ortodoncia, férulas de relajación y quirúrgicas, obturadores para fisuras y comunicaciones oronasales u orosinusuales y dientes artificiales, entre otros. Las resinas auto y fotocurables se utilizan fundamentalmente para realizar cubetas individuales.

CAPÍTULO 14

ALEACIONES COLADAS

En odontología se vienen utilizando aleaciones metálicas desde hace mucho tiempo mediante las técnicas de colado a la cera perdida (ver capítulo 11). Para su utilización en clínica es necesario que estas aleaciones cumplan una serie de requisitos.

REQUISITOS

Uno de los principales requisitos es que la aleación sea fácil de colar ya que un colado complicado nos inducen a una serie de errores que incompatibilizaría la estructura con su buen funcionamiento en boca. Estos requisitos de colado son:

- Temperatura de fusión no superior a los 1000°C, para no necesitar hornos muy complejos.
- Intervalo de fusión corto (ver capítulo 11), ya que durante este intervalo es cuando mas precaución hay que tener en el colado.
- Metales poco reactivos, para evitar que reacciones con el revestimiento.
- Baja contracción térmica, para que pueda ser compensada con la expansión de los revestimientos (ver capítulo 17).
- Fácil de pulir.

Otros requisitos se refieren a las propiedades físicas y químicas como son:

- Mecánicamente, la aleación deberá ser resistente y elástica y con una rigidez y ductilidad variable en función del tipo de estructura a realizar. Esto es fácil de conseguir en las aleaciones ya que según el tratamiento térmico realizado van a variar sus propiedades (ver capítulo 11).
- Estas aleaciones no deben sufrir corrosión ni pigmentación ya que van a tener que funcionar en un medio electrolítico como es la cavidad bucal.
- Deben ser biocompatibles.
- Posibilitar su unión química a la porcelana.

De todas las posibles combinaciones de metales, los que cumplen estos requisitos son las aleaciones a base de oro, cromo, níquel, cobalto y titanio.

CLASIFICACIÓN

Clasificaremos estas aleaciones utilizando la clásica clasificación según la nobleza de los metales y añadiremos en un grupo aparte, por sus características especiales, las aleaciones de titanio.

ALEACIONES NOBLES

El término noble de un metal o aleación se refiere a su poca corrosión. También se habla de metales preciosos, pero este término es más incorrecto ya que se refiere a su alto precio y existen metales muy caros que no son nobles.

ALEACIONES DE ORO

Denominamos aleaciones de oro a las que contiene Oro en, al menos, un 50%. En joyería para estas aleaciones se usa como unidad el Kilate, que es igual a 1/24 partes de oro. Por lo tanto una aleación de 24 kilates correspondería al oro puro, una de 22 kilates serían 22/24 igual a 91% de oro. En odontología se utiliza el porcentaje.

COMPOSICIÓN

- **Oro:** Es el componente fundamental. Le da a la aleación su característico color amarillo, siempre que esté en suficiente concentración, y su temperatura de fusión, siendo 1063°C la del oro puro. Es un metal noble por lo que no sufre oxidación ni corrosión, es el más estable de los metales. Mecánicamente es poco resistente, muy blando, dúctil y maleable. Su coeficiente de expansión térmico es similar al del diente.
- **Cobre:** El cobre aporta a la aleación dureza y resistencia, disminuye su resistencia a la pigmentación y corrosión y disminuye la temperatura de fusión. A una concentración suficiente permite el tratamiento térmico endurecedor.
- **Plata:** Debido a su color, la plata blanquea la aleación y baja la temperatura de fusión.
- **Platino/Paladio:** Se utilizan en poca cantidad pero aumentan la dureza y resistencia de la aleación, así como su resistencia a la pigmentación y corrosión. Elevan el punto de fusión. El platino encarece la aleación por lo que se tiende a utilizar el paladio.

- **Zinc:** Fluidifica la aleación. Al ser un material mas reactivo, reacción con las impurezas dejando limpia el resto de la aleación: es el basurero de la aleación.

CLASIFICACIÓN

Existen varias aleaciones de oro en función de su concentración de oro (Fig. 1).

- **Aleación de oro tipo I.**
- **Aleación de oro tipo II.**
- **Aleación de oro tipo III.**
- **Aleación de oro tipo IV.**

TIPO	Au	Ag	Cu	Pt	Pt	Zn
I	80-95	2-12	1,5-6	0-3,6	0-1	0-1,2
II	73-83	7-14,5	5,8-10	0-5,6	0-4,2	0-1,4
III	71-80	5-13,5	7-12,5	0-6,5	0-7,5	0-2
IV	62-72	8-17,5	8,5-15	0-10	0,2-8,2	0-2,7

Figura 1. Clasificación de las aleaciones de oro según su composición.

PROPIEDADES

Las propiedades de la aleación van a estar en función de las propiedades de sus componentes y sus concentraciones. Al ser el oro el componente fundamental las propiedades van a ser las del oro, en mayor magnitud en el oro tipo I y en menor en el oro tipo IV (Fig. 2). En general, las aleaciones de oro son **moderadamente resistentes, poco rígidas, blandas y dúctiles**, con un **coeficiente de expansión térmico próximo al del diente**. Sufren **poca corrosión** y pigmentación y son muy **biocompatibles**. Es una aleación **fácil de colar** ya que su temperatura de fusión esta alrededor de los 1000°C y su intervalo de fusión es corto. Al ser una aleación densa se centrifuga bien. Como es un metal blando el **pulido es fácil**. La contracción térmica es de aproximadamente el **1,4%** por lo que se compensa muy bien con los revestimientos habituales.

Estas propiedades pueden ser mejoradas mediante el **tratamiento térmico**. Como vemos en el diagrama de fases Oro-Cobre (Fig. 3), existen dos zonas en las que se produce una mayor ordenación de la estructura. Como ya sabemos una estructura ordenada es mas dura y resistente que una desordenada. Para conseguir esta estructura es necesario que la solidificación se haga lentamente, para dar tiempo a los átomos a ordenarse; esto se consigue mediante lo que denominamos **tratamiento térmico endurecedor**. Este tratamiento consiste en llevar la aleación a la temperatura de fusión, enfriar hasta alrededor de los 300°C donde se mantiene

la temperatura durante unos 30 minutos. A partir de ahí ya tenemos la estructura ordenada y se enfría rápidamente. La zona de Cu_3Au no nos interesa ya que existe demasiada cantidad de cobre, es la zona de $CuAu$ la que nos interesa y se corresponde con una concentración de, al menos, un 11% de cobre. Esta proporción se encuentra en el oro tipo III y IV, pero no en los tipo I y II (Fig. 2). Por ese motivo, solo las aleaciones tipo III y IV son susceptibles de tratar térmicamente.

TIPO	I	II	III	IV
DUREZA	→ +			
RIGIDEZ	→ +			
RESISTENCIA	→ +			
DUCTILIDAD	← +			
RESISTENCIA A LA CORROSIÓN	← +			
BIOCOMPATIBILIDAD	← +			
PRECIO	← +			

Figura 2. Propiedades de las aleaciones de oro en función de su composición.

Usos

Los usos de estas aleaciones van a depender de su concentración de oro ya que de esto dependen sus propiedades. El oro tipo I y tipo II se utiliza para realizar incrustaciones, ya que estas estructuras no requieren mucha resistencia y si mucha ductilidad para que se adapten bien a la estructura dentaria. El oro tipo III y IV se utilizan en la prótesis esquelética y, especialmente, en la prótesis fija.

ALEACIONES NO NOBLES

CROMO-NIQUEL

COMPOSICIÓN

Las aleaciones de **cromo-níquel** están compuestas fundamentalmente por estos dos elementos, participando el níquel en un 70-80% y el cromo en un 12-20%. Además lleva otros metales en pequeñas cantidades como son el **molibdeno**, **berilio**, **aluminio**, **hierro** y **silicio**, con el fin de aumentar la resistencia de la aleación y disminuir el tamaño de grano.

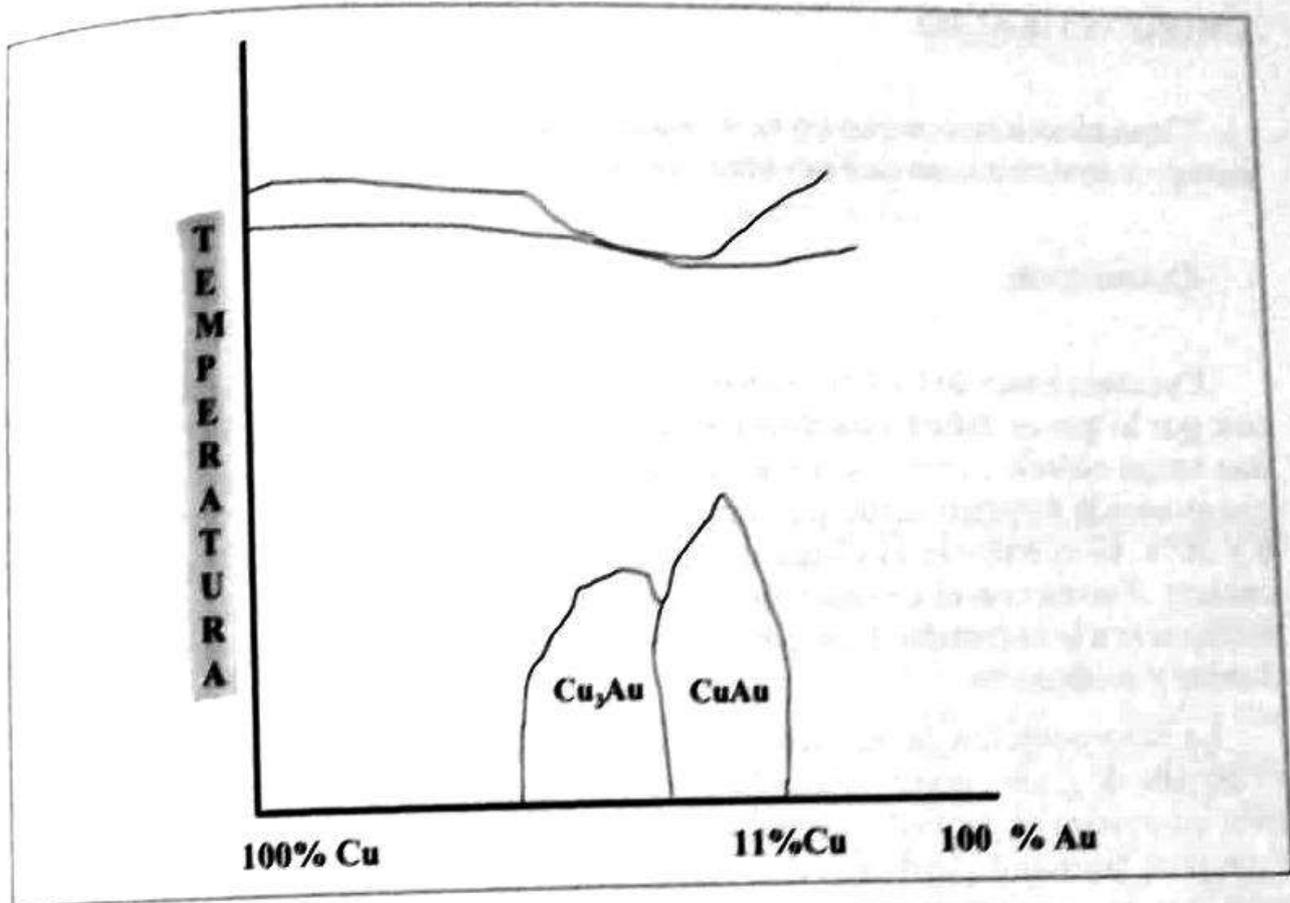


Figura 3. Diagrama de fases de la aleación oro-cobre.

PROPIEDADES

El colado de estas aleaciones es más complicado que el de las aleaciones de oro debido a su mayor intervalo de fusión (1200-1400°C), menor densidad y mayor contracción térmica (2%). Mecánicamente estas aleaciones son **elásticas, rígidas y de dureza** algo superior a las de oro tipo IV y **menor ductilidad** por lo que son más difíciles de pulir y se adaptan peor. Son bastante **resistentes a la corrosión** gracias a la acción pasivizante del cromo (ver capítulo 6). La **unión a la porcelana** es buena pero peor que la de las aleaciones de oro. Su **biocompatibilidad** es buena pero está actualmente cuestionada por la gran cantidad de alergias al níquel que se están presentando.

Usos

Las aleaciones de Cr-Ni se pueden utilizar para la realización de **prótesis fija**, especialmente para puentes largos, debido a su rigidez, pero siempre con peores resultados que el de las aleaciones de oro tipo IV. Esto es debido a que la rigidez y fragilidad de estas aleaciones dificultan su adaptación a los pilares.

CROMO-COBALTO

Estas aleaciones se comenzaron a utilizar en odontología a principios del siglo pasado y se denominaron "**estelitas**" debido al brillo que mantenían.

COMPOSICIÓN

Las aleaciones de Cr-Co se comercializan en una amplia gama de composiciones, por lo que es **difícil establecer una composición concreta**. La ADA establece que tenga cobalto, cromo y níquel en una concentración no inferior al 55%. Una composición habitual sería: Co entre 55 y 65%, Cr entre una 23 y 30% y Ni entre 0 y 20%. El cobalto es el elemento fundamental que le da las características mecánicas. Forma con el Cr una solución sólida que le confiere a la aleación su gran resistencia a la corrosión. El níquel aumenta la ductilidad, pero a costa de disminuir dureza y resistencia.

La incorporación de otros elementos en pequeña cantidad se hace para reducir el tamaño de grano, como desoxidantes o aumento de resistencia. El **carbono** también interviene en pequeñas cantidades y su papel es muy importante clínicamente. Funciona formando carburos que incrementan considerablemente la resistencia pero que, si se encuentran en mas proporción de la adecuada o en mala situación, aumentan también mucho la **fragilidad**. Cuando se realiza una soldadura sobre una estructura de Cr-Co, la llama incorpora carburos a la aleación, condicionando su fragilidad. Es por eso por lo que no es posible reparar mediante soldadura (ver capítulo 11) las estructuras fracturadas, ya que el resultado sería una estructura frágil que se volverá a romper en poco tiempo.

PROPIEDADES

Estas aleaciones tienen una cierta **dificultad en la técnica de colado**. Su intervalo térmico esta entre 1250 y 1480° C, muy superior a las aleaciones nobles, y además no se les puede calentar con llama por la incorporación de carbono. Es una aleación mas reactiva y la técnica de colado debe ser mucho más cuidadosa. Su densidad es mas baja que la de las aleaciones de oro. La contracción térmica es mayor, puede llegar a 2,5%, y no se compensa bien con los revestimientos, por lo que estas estructuras son menos precisas.

Mecánicamente son muy **rígidas, duras** y presentan cierta **fragilidad**. Son muy **resistentes a la corrosión**, aunque no tanto como las aleaciones de oro, y presentan buena **biocompatibilidad**, con la excepción de las alergias.

USOS

La falta de ductilidad de estas aleaciones y su poca precisión de colado hace que no sean útiles en prótesis fija. Su gran rigidez, resistencia a la corrosión y baja densidad las hace adecuadas para las prótesis esqueléticas.

TITANIO**TITANIO PURO**

El titanio es un elemento metálico que se utiliza en odontología prácticamente puro. Las características del titanio son las siguientes:

Es un metal **difícil de colar** debido a su alta temperatura de fusión, 1770°C, su baja densidad y su gran reactividad con el oxígeno. Esta **reactividad con el oxígeno**, hace que, en contacto con el aire, se forme una fina capa de óxidos que pasiva al metal, impidiendo su posterior corrosión. Esto, junto con su **elevada tensión superficial**, permite la **osteointegración** lo que hace del titanio un metal muy biocompatible. Otra característica muy especial del titanio es su **radiolucidez**, lo que permite ver a su través en las radiografías. Mecánicamente tiene un comportamiento similar al de las aleaciones de oro tipo IV, siendo su módulo elástico el más parecido al del hueso. **Su coeficiente de expansión térmico es más bajo que el del resto de las aleaciones**, lo cual debemos tener en cuenta cuando se utilice en metal-cerámica.

El titanio que se utiliza para los colado es titanio puro pero tiene una serie de impurezas, lo que hace que la American Society for Testing and Materials, los clasifique en grados del 1 al 4 y grado 7, según la concentración de hierro y oxígeno. Otras impurezas son nitrógeno, carbono e hidrógeno. El grado 1 (T1) es la forma de titanio más pura y blanda y por ello es recomendable para coronas y puentes. Los grados T2, T3 y T4 se utilizan en prótesis parcial removible.

ALEACIÓN DE TITANIO

Las aleaciones de titanio se utilizan en estructuras forjadas y por lo tanto se estudiarán en el próximo capítulo.

CAPÍTULO 15

ALEACIONES FORJADAS

Estas aleaciones son las que se modelan en frío (Ver capítulo 11) y básicamente son las que se utilizan para los alambres de ortodoncia. El concepto de alambre es el de una estructura metálica larga y delgada, que se ha realizado mediante deformación en frío por tracción. Para que esta deformación se produzca es necesario que la aleación metálica sea dúctil. Una vez deformado el alambre obtiene las características del metal labrado, es decir, se vuelve frágil. Para recuperar ductilidad es suficiente calentar el alambre para liberar tensiones. Esta maniobra se conoce como **templado**, (ver capítulo 11) aunque este término está mal empleado. El grosor del alambre se denomina calibre y determina parte de las propiedades mecánicas, especialmente la rigidez.

REQUISITOS

Los alambres se utilizan en ortodoncia para movilizar los dientes. El alambre ideal sería el que mueve el diente con fuerzas suaves (fisiológicas) pero mantenidas en el tiempo. La energía necesaria para esta movilización se obtiene de la resiliencia del alambre, que es la que se produce mediante la recuperación elástica. El alambre se fija en un diente y, previamente deformado, se apoya en otro que es el que queremos mover. Como el alambre tiende a volver a su situación primitiva debido a su elasticidad, va a arrastrar al diente en su desplazamiento (Fig. 1). Por todo ello el alambre ha de ser muy **elástico**, para que recupere su forma y tenga una gran resiliencia, **flexible** para que las fuerzas que ejerza sean pequeñas y poder deformarlo, pero lo suficientemente rígido como para que tenga alta resiliencia. La ductilidad es necesaria para poder conformar el alambre cuando nos haga falta.

Otro requisito importante de los alambres es **la baja fricción**. Para mantener los alambres en su sitio se utilizan retenedores, brackets, y el rozamiento entre ambas estructuras es continuo. La fricción es la fuerza que se opone al movimiento de dos cuerpos que están ya en movimiento. Lo que nos interesa es que esta fricción sea muy baja, para facilitar el desplazamiento del bracket sobre el alambre. Lo que condiciona la fricción de los alambres es su superficie, que ha de ser muy lisa y muy dura, para que no se raye.

Para que no se deterioren en el medio bucal, los alambres tienen que ser muy **resistentes a la corrosión**. También tienen que poder **soldarse**.

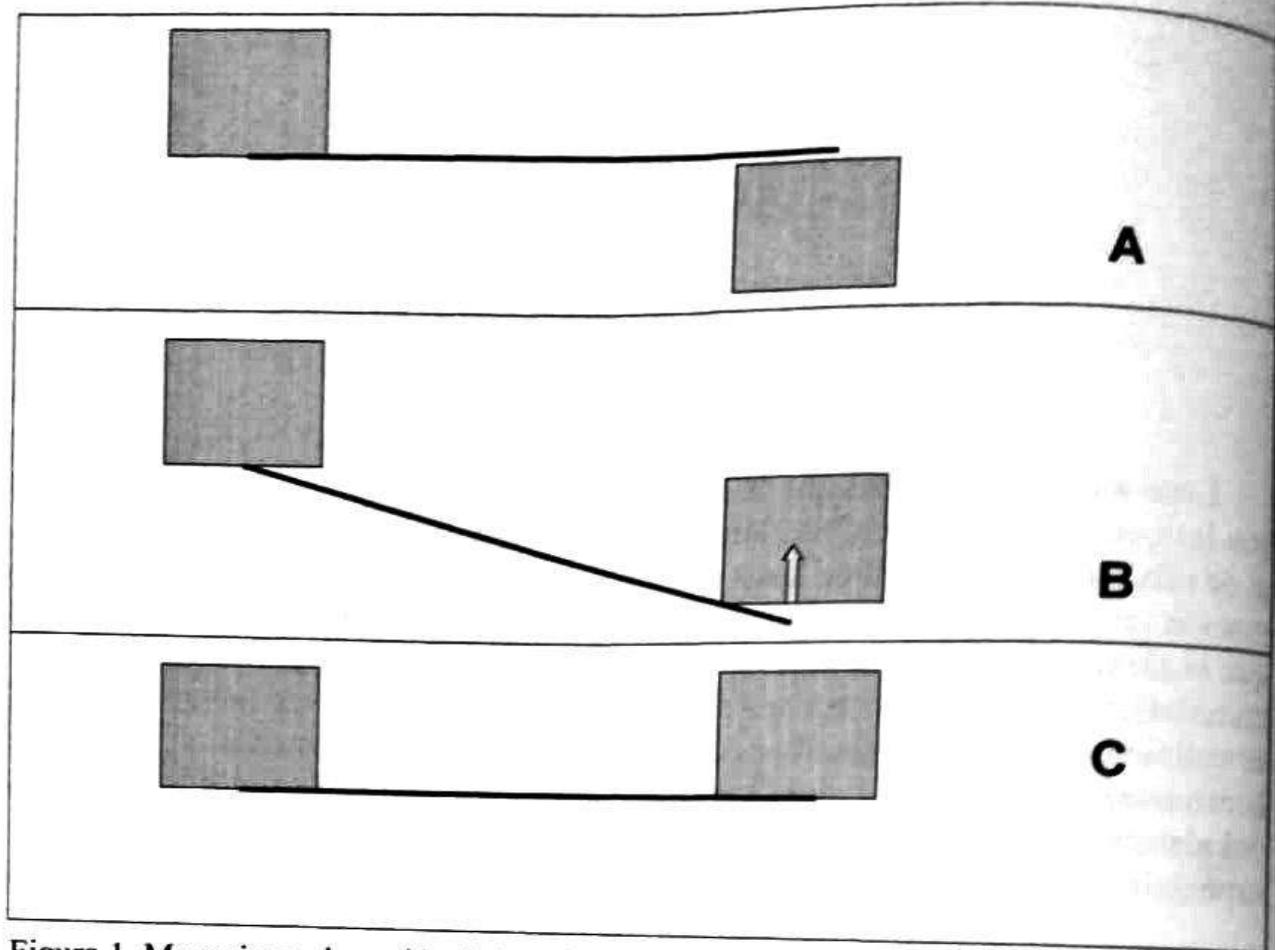


Figura 1. Mecanismo de acción de los alambres de ortodoncia: dientes mal posicionados y alambre colocado (A), alambre deformado ejerciendo tensión (B), alambre recuperado y dientes alineados (C).

MATERIALES

Los alambres de ortodoncia se clasifican por su composición en:

ACERO INOXIDABLE

El acero es una aleación de hierro con carbono en una cantidad inferior al 2%. El acero inoxidable es un acero al que se le añade cromo para pasivar la aleación. Sus propiedades son las siguientes:

- Elevado Modulo elástico lo que condiciona excesiva **rigidez**, teniendo que utilizarse calibres pequeños para que no se produzcan fuerzas excesivas.
- Poca **elasticidad**, lo que condiciona un bajo rango de trabajo.
- La **resiliencia** no es muy elevada, debido a su poca elasticidad.
- Su **ductilidad** es baja, por lo que es difícil darle forma.
- La **fricción** es baja, por lo que se facilita el desplazamiento sobre el bracket.

CROMO-COBALTO

La aleación contiene Cobalto (40%), Cromo (20%), Níquel (18%) y otros metales en menor cantidad. Estos alambres se presentan con distintos tratamientos térmicos por lo que sus propiedades varían. En general estas propiedades son:

- **Elevado Modulo elástico**, similar a las aleaciones de acero inoxidable.
- **Mayor elasticidad**, lo que condiciona un mejor rango de trabajo.
- **La resiliencia es más elevada** que la del acero inoxidable, debido a su mayor elasticidad.
- **Su ductilidad es alta**, es más fácil darle forma.
- **La fricción es baja**.

NIQUEL-TITANIO

Estas aleaciones llevan Titanio con algo de Níquel. También se denominan NiTi. La incorporación del Titanio a los alambres de ortodoncia ha revolucionado la técnica, debido a sus características especiales. Sus propiedades son:

- **Bajo Modulo elástico** lo que condiciona una **gran flexibilidad**.
- **Gran elasticidad y memoria de forma**. Estas aleaciones sufren un cambio alotrópico denominado transformación Martensítica con una característica especial y es que la transformación es reversible (Fig. 2). Por ello, a los mecanismos de elasticidad comunes en todos los materiales elásticos, en estos materiales se les une que tienen un recuperación de su forma primitiva por otra vía que es la reversión de la estructura austenita a martensita, inducida por el calor y la tensión. A esto se le denomina **Memoria de Forma o Superelasticidad**.
- **La resiliencia es muy elevada**, debido a gran elasticidad lo que les permite un gran rango de trabajo, no es necesario cambiarlos tantas veces durante el tratamiento.
- **Su ductilidad es baja**, por lo que es muy difícil darle forma.
- **Su alta fricción** es el principal inconveniente de estos materiales.

BETA-TITANIO

A la aleación de NiTi se le añade Molibdeno y, salvo algunos pequeños cambios mas, tenemos la aleación de beta-titanio. Es por lo tanto una aleación de Níquel, Titanio y Molibdeno.

- **El Modulo elástico es el doble** que el del NiTi, pero la mitad que el acero. Es decir sigue siendo un material flexible pero no tanto como el NiTi.

- Su **elasticidad** es muy elevada y también tienen **Memoria de Forma**.
- La **resiliencia** es buena.
- Su **ductilidad** es baja, no se pueden hacer dobleces muy agudos.
- La **fricción** es alta, aunque han salido nuevos tipos de más bajas fricción.

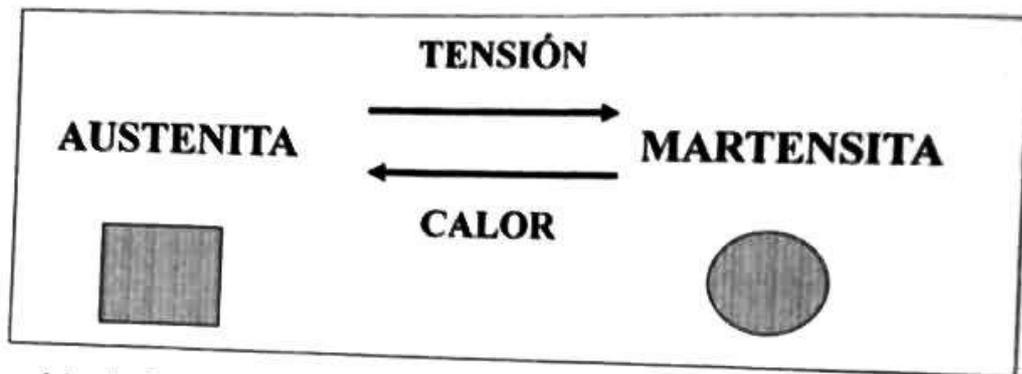


Figura 2. Cambio de forma inducida por la tensión con un cambio de estructura. El calor revierte la estructura y recupera la forma primitiva.

Austenita: forma + estable de hierro y carbono $900^{\circ}\text{C} - 1400^{\circ}\text{C}$

Martensita: Es la fase cristalina en aleaciones ferrosas

CAPÍTULO 16

CERAS

Entre los materiales orgánicos de origen natural están las ceras (ver capítulo 10). Las ceras están constituidas, por lo tanto, por carbono e hidrógeno y, en ocasiones, oxígeno. Según su formulación, existen múltiples tipos de ceras con distintas propiedades.

ORIGEN

El origen de la mayoría de las ceras es la propia naturaleza. Las ceras naturales según su origen pueden ser:

- **Vegetal:** Carnauba y Candelilla.
- **Mineral:** Parafina y Cera Microcristalina.
- **Animal:** Cera de Abeja.

También existen ceras **sintéticas**, que son de poco uso. Las ceras de uso odontológico están fabricadas mediante la combinación de ceras diferentes para conseguir propiedades concretas para un uso concreto, por lo que podemos decir que todas estos materiales son de síntesis.

PROPIEDADES

Las propiedades de las ceras van a variar según su estructura, pero de manera general tenemos las siguientes propiedades.

TÉRMICAS

Las ceras son materiales **termoplásticos**, es decir que cambian de estado con el cambio de temperatura, por lo que las propiedades térmicas son muy importantes. Tienen una **baja temperatura de fusión** y sufren, como toda la estructura vítrea,

un cambio de estado a la **temperatura de transición**, en las que el material se hace más deformable. El Coeficiente de Expansión Térmica es muy elevado, debido a su baja cohesión. La conductibilidad térmica de las ceras es muy baja, lo que dificulta su manipulación a la hora de ablandarlas. El aporte de calor hay que hacerlo lentamente para que de tiempo a que el calor atraviese el material y lo ablande uniformemente y no funda un extremo y deje el otro extremo frío.

El hecho de ser un compuesto termoplástico hace que las ceras se puedan calentar y enfriar repetidas veces. Esto hace que, debido a su alto CET, la cera dilate y contraiga produciendo un acúmulo de tensiones internas, que se liberaran lentamente produciendo una **mala estabilidad dimensional**.

MECÁNICAS

Las ceras son materiales **débiles y blandos**. La rigidez y ductilidad varían mucho entre distintas ceras; existen ceras muy **flexibles y dúctiles**, cera de abeja, y otras **frágiles y rígidas**, parafina.

CLASIFICACIÓN

En función de su uso y su composición, tenemos distintos tipos de ceras:

CERA DE COLADO

Esta cera se utiliza para realizar coronas, puentes o incrustaciones para una posterior técnica de **colado a la cera perdida** (ver capítulo 11). Por ello, las propiedades que requieren estas ceras son:

- Tiene que ser **fácil de tallar** para poder realizar una anatomía adecuada de las caras oclusales por lo que han de ser rígidas, para que no se deformen durante su manipulación, y con fracturas controladas, es decir que no descame.
- No pueden dejar **residuo** tras su volatilización, de manera que el hueco del revestimiento quede totalmente vacío y se pueda inyectar el metal.
- La **temperatura de transición** debe ser relativamente elevada, para que tengamos un margen de seguridad con respecto a la temperatura ambiente.
- Con la incorporación de pigmentos se tienen ceras de distintos **colores** (verde, azul, amarillo) con ligeramente diferentes propiedades, para controlar la colocación de las ceras sobre el muñón de yeso.

Mediante la combinación de cera carnauba, de abejas, candelilla y parafina, en proporciones adecuadas, tenemos ceras de colado con todas estas propiedades.

CERA DE REGISTRO

Esta cera se utiliza para tomar **registros oclusales** (Fig. 1). Estos consisten en dejar una huella de las caras oclusales mediante la mordida de la cera calentada para, sobre dichas huellas, colocar los modelos de yeso en la posición adecuada. Por ello las propiedades que requieren estas ceras son:

- Su **temperatura de transición no debe** ser muy alta para que no quemé al introducirla en la boca, pero superior a la temperatura bucal, 37°C , para que solidifique en el interior de la boca.
- Debe ser muy **rígida y frágil** para que no sufra ninguna deformación que distorsione la posición de los modelos.
- Esta cera también se utiliza para realizar estructuras de prueba para las prótesis (Fig. 2), por lo que tiene **un color rosa** para que asemeje la mucosa oral.

Con la combinación de carnauba, cera de abeja y mucha cantidad de parafina se consigue una cera (**MOYCO es la más utilizada**) que cumple estos requisitos.



Figura 1. Registro oclusal realizado con cera de registro (Moyco).

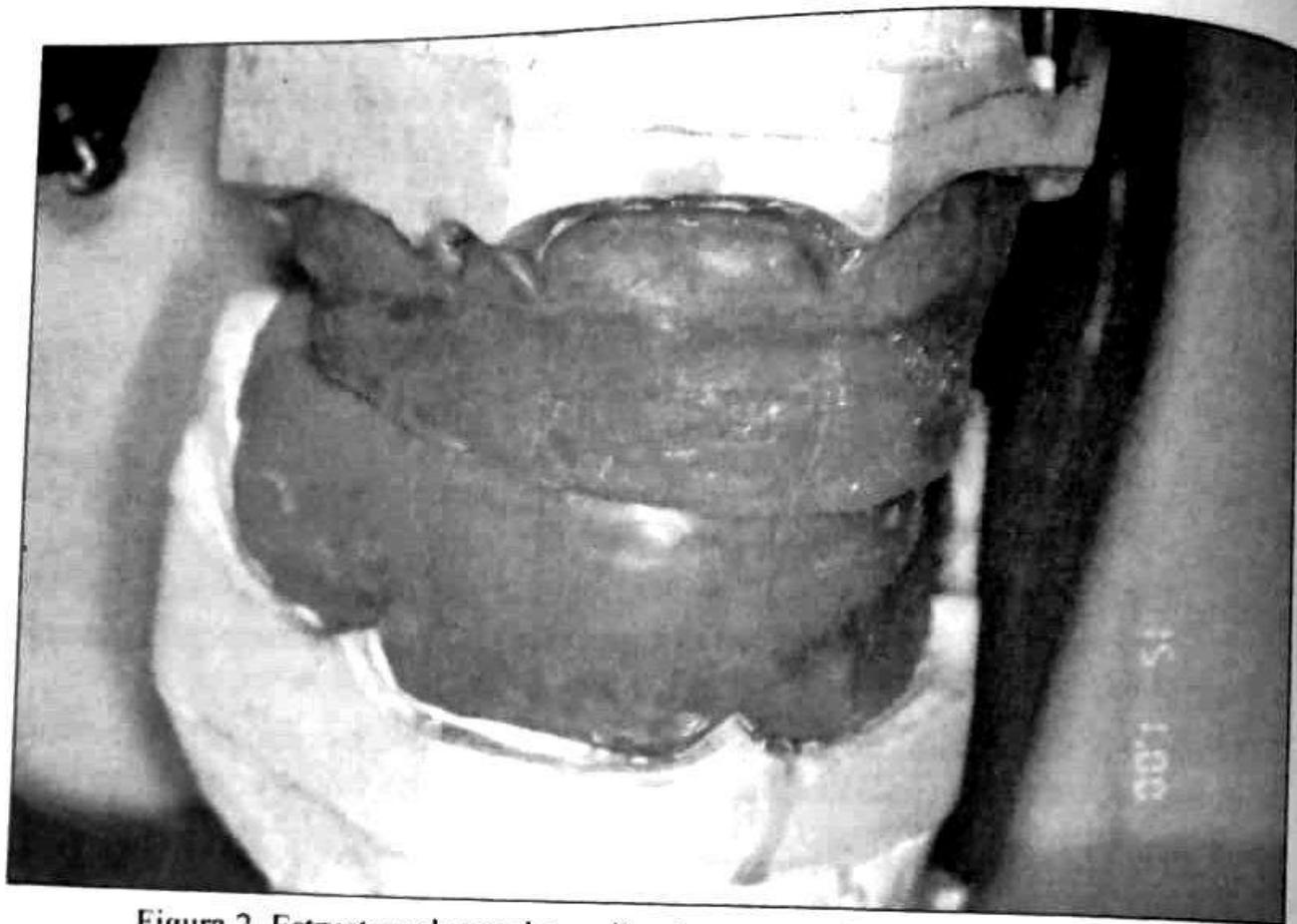


Figura 2. Estructura de prueba realizada con cera de registro (Moyco).

CERA DE VERANO O CERA DE MODELADO

Es una cera muy deformable a temperatura ambiente y se utiliza en el laboratorio.

CERA ADHESIVA

Es una cera **frágil, dura** y de **alta temperatura de transición**. Es una mezcla de cera de abeja y de resinas, dándole estas últimas una buena capacidad adhesiva. Se utilizan en el **laboratorio** para pegar estructuras provisionalmente.

CERA DE IMPRESIÓN

Son ceras **muy fluidas** para dar una buena reproducción de detalle (ver capítulo 22). Su temperatura de transición está por debajo de la temperatura oral con el fin de poder tomar impresiones funcionales. Esto consiste en que la impresión no endurece en boca y se pueden marcar estructuras en movimiento como son los frenillos. Tras su extracción de boca hay que sumergir la impresión en agua fría para que endurezca.

COMPUESTOS TERMOPLÁSTICOS

En ocasiones se utiliza la cera mezclada con resinas y con material de relleno y a estos materiales se les denomina Compuestos Termoplásticos o Modelina. Su uso fundamental es como material de impresión, por lo que lo desarrollaremos en el capítulo 22.