

# Manual de Biomateriales Odontológicos

*Curso 2023-24*

*ISBN 978-84-09-53669-6*

**Universidad Complutense de Madrid**  
**Facultad de Odontología**  
**Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis**

Madrid, Agosto de 2023

*Prof. Dr. José C. de la Macorra García*  
*Profesor Titular de Universidad*







## CONTENIDOS

<b>CONTENIDOS</b> .....	<b>1</b>		
<b>1 PRESENTACIÓN DE ESTE MANUAL</b> .....	<b>4</b>		
<b>2 PRESENTACIÓN DE LA PARTE GENERAL</b> .....	<b>5</b>		
<b>3 EL CONCEPTO DE BIOMATERIAL</b> .....	<b>6</b>		
<b>A DEFINICIÓN DE BIOMATERIAL</b> .....	<b>6</b>		
<b>B USOS DE LOS BM</b> .....	<b>6</b>		
<b>C EL BM IDEAL</b> .....	<b>7</b>		
<b>4 EL MEDIO Y LOS TEJIDOS ORALES</b> .....	<b>8</b>		
<b>A EL MEDIO ORAL O BUCAL</b> .....	<b>8</b>		
I La saliva.....	8		
<b>B EL ESMALTE</b> .....	<b>8</b>		
I Composición y estructura.....	8		
II Características.....	9		
III Propiedades mecánicas más relevantes.....	10		
<b>C LA DENTINA Y EL COMPLEJO DENTINOPULPAR (CDP)</b> .....	<b>10</b>		
I Estructura.....	10		
II Tipos de dentina, según su disposición de fuera adentro, y el momento y circunstancias de su secreción.....	10		
III Los túbulos dentinarios y su contenido.....	11		
IV Dentina peritubular.....	11		
V Dentina intertubular.....	11		
VI Los cristales embebidos en la matriz.....	11		
VII El fluido dentinario.....	11		
VIII El barrillo dentinario (smear layer).....	12		
IX Propiedades mecánicas más relevantes.....	12		
<b>D LA UNIÓN AMELODENTINARIA</b> .....	<b>12</b>		
<b>A EL PERIODONTO</b> .....	<b>12</b>		
I El cemento.....	12		
II El ligamento periodontal.....	13		
<b>5 LA MATERIA</b> .....	<b>14</b>		
<b>A DEFINICIÓN DE LA MATERIA</b> .....	<b>14</b>		
I La masa y el peso.....	14		
<b>B TIPOS DE LA MATERIA, SEGÚN SUS COMPONENTES, Y SUS CAMBIOS</b> .....	<b>14</b>		
I Los cambios en la materia.....	14		
II Las mezclas.....	15		
<b>C UNIONES DE LA MATERIA</b> .....	<b>15</b>		
I Primarias, intramoleculares, o fuertes.....	15		
II Secundarias, intermoleculares, o débiles.....	16		
III La fortaleza de las uniones.....	16		
<b>D TIPOS DE SÓLIDOS</b> .....	<b>16</b>		
<b>E LA MATERIA SEGÚN SU CRISTALIZACIÓN</b> .....	<b>16</b>		
I Cristalización.....	16		
II Los cristales y su conjunto: los granos.....	17		
III Sólidos amorfos.....	17		
<b>F LOS SÓLIDOS REALES: LOS DEFECTOS</b> .....	<b>18</b>		
I Defectos de los cristales.....	18		
II Tipos de cracks.....	20		
<b>G LA POROSIDAD</b> .....	<b>20</b>		
I Espacios vacíos.....	21		
II Porosidad estructural.....	21		
III Valores de la porosidad: la compacidad o compactibilidad.....	21		
<b>H LA MATERIA SEGÚN SU ESTADO DE AGREGACIÓN</b> .....	<b>21</b>		
I Cambios de estado, o de fase: las transiciones entre los estados de agregación.....	21		
<b>6 PROPIEDADES Y CARACTERIZACIÓN DE LOS BM</b> .....	<b>23</b>		
<b>A PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LA MASA DE LOS BM</b> .....	<b>23</b>		
I Fuerza.....	23		
II Estrés o esfuerzo.....	23		
III Las deformaciones.....	24		
IV Estudio del estrés y la deformación.....	25		
V Densidad.....	28		
VI Viscosidad y viscoelasticidad (o anelasticidad).....	28		
VII Isotropía y anisotropía.....	29		
VIII Absorción.....	30		
IX Lixiviación (leaching).....	30		
<b>B PROPIEDADES DE LAS SUPERFICIES DE LOS BM</b> .....	<b>30</b>		
I El concepto de fase y de interfase.....	30		
II Solubilidad.....	30		
III Dureza.....	31		
IV Rayado.....	31		
V Indentación.....	31		
VI Rugosidad.....	31		
VII Fricción.....	32		
VIII Adsorción.....	32		
IX Tensión superficial y energía superficial.....	32		
X Propiedades ópticas.....	34		
XI Metamerismo.....	37		
XII Pigmentación.....	38		
XIII Fotoluminiscencia.....	38		
XIV Fosforescencia.....	38		
XV Fluorescencia.....	38		
XVI Opacidad.....	38		
XVII Traslucidez.....	38		
XVIII Transparencia.....	38		
XIX Opalescencia.....	38		
XX Interacción de los haces de luz con los medios.....	39		
<b>C PROPIEDADES TÉRMICAS</b> .....	<b>40</b>		
I Calor y temperatura.....	40		
II Transferencia de energía interna.....	40		
III Expansión térmica.....	41		
<b>D OTRAS PROPIEDADES</b> .....	<b>41</b>		
I Los tiempos clínicos en las reacciones.....	41		
<b>7 UNA VISIÓN BÁSICA, INDIVIDUAL Y DE CONJUNTO, DE LOS BIOMATERIALES: LAS "FAMILIAS" DE BM</b> .....	<b>43</b>		
<b>A LOS METALES Y SUS ALEACIONES</b> .....	<b>43</b>		
I El enlace metálico.....	43		
II La cristalinidad de los metales.....	44		
<b>B LAS CERÁMICAS, LOS VIDRIOS Y LAS CERÁMICAS VÍTREAS</b> .....	<b>44</b>		
I Los cristales en las cerámicas cristalinas.....	44		
II Las cerámicas amorfas o vidrios (glasses).....	45		
<b>C LOS POLÍMEROS</b> .....	<b>45</b>		
<b>D LOS MATERIALES COMPUESTOS</b> .....	<b>48</b>		
I El concepto de matriz y los materiales compuestos.....	49		
II Unión en las interfases.....	49		
III Grandes tipos de materiales compuestos.....	49		
<b>8 PRODUCCIÓN O FABRICACIÓN DE LOS BM</b> .....	<b>50</b>		
<b>A PORCELANAS</b> .....	<b>50</b>		
I La matriz vítrea.....	50		
II El modelado.....	50		
III Los pasos térmicos.....	51		
IV El flujo piropiástico.....	51		
<b>B POLÍMEROS: LA POLIMERIZACIÓN</b> .....	<b>51</b>		
I Tipos fundamentales de reacciones de polimerización.....	52		
II Los iniciadores de la polimerización.....	53		
III Los términos radiométricos aplicables a la fotopolimerización.....	54		
IV Factores que influyen en la eficacia de la fotopolimerización.....	54		
V El transcurso de la polimerización.....	55		
<b>C ALEACIONES</b> .....	<b>59</b>		
I Las soluciones sólidas.....	59		
II Los diagramas de fase.....	60		
<b>9 PROCESOS</b> .....	<b>64</b>		
<b>A DEFORMACIÓN</b> .....	<b>64</b>		
I La ductilidad y las dislocaciones.....	64		
<b>B CREEP O FLUJO EN FRÍO</b> .....	<b>64</b>		
<b>C FRACTURA</b> .....	<b>64</b>		



### Contenidos

I El factor de intensidad del estrés (stress intensity factor) y la resistencia a la fractura (fracture toughness).....	64	I Mecanismos básicos de la adhesión .....	108
II Concentraciones del estrés .....	65	II Adhesión a metal, cerámica o resina .....	108
III tipos generales de fracturas .....	65	III Adhesión a esmalte y/o dentina.....	109
<b>D TOUGHENING (ENDURECIMIENTO, ROBUSTECIMIENTO, FORTALECIMIENTO) 66</b>		<b>13 LOS METALES Y SUS ALEACIONES.....</b>	<b>113</b>
I En los metales.....	66	I Formas de presentación de los metales .....	113
II En las cerámicas .....	67	<b>B EL ORO COHESIVO .....</b>	<b>113</b>
III En los polímeros.....	68	<b>C AMALGAMAS .....</b>	<b>113</b>
<b>E DESGASTE .....</b>	<b>69</b>	I Amalgamas de Plata.....	113
I Tipos fundamentales de desgaste.....	69	II Amalgamas de Galio.....	114
<b>F FATIGA .....</b>	<b>69</b>	<b>D ALEACIONES DE Fe-C. LOS ACEROS.....</b>	<b>114</b>
I Parámetros básicos de las cargas cíclicas .....	70	<b>E TITANIO Y SUS ALEACIONES .....</b>	<b>115</b>
II La fatiga en los diferentes BM .....	70	<b>F ALEACIONES PARA COLAR .....</b>	<b>117</b>
<b>G LOS EFECTOS DEL AMBIENTE EN LOS BM.....</b>	<b>70</b>	<b>G ALEACIONES PARA SOLDAR.....</b>	<b>119</b>
I En los metales.....	71	I Para soldar aleaciones con Au .....	119
II En los polímeros.....	72	II Para soldar aceros o aleaciones con Cr .....	119
III En las cerámicas .....	73	<b>H ALEACIONES MAGNÉTICAS .....</b>	<b>119</b>
<b>H UNIONES: PRESENTACIÓN GENERAL DE LA ADHESIÓN .....</b>	<b>73</b>	I Ferromagnetismo .....	120
I El adhesivo .....	73	<b>14 LAS CERÁMICAS.....</b>	<b>121</b>
II La escala de la adhesión .....	74	<b>A YESOS O ESCAYOLAS .....</b>	<b>121</b>
III Las fases generales de la adhesión Macro- y micromecánica.....	74	I El yeso.....	121
IV La adhesión química.....	76	II Usos de los yesos .....	123
V Unión magnética .....	76	<b>B CEMENTOS .....</b>	<b>124</b>
VI Unión ceramometálica .....	76	I Tipos .....	124
VII Soldadura .....	76	<b>C BIOCERÁMICAS.....</b>	<b>129</b>
<b>I LA MEMORIA DE FORMA Y LA SUPERELASTICIDAD .....</b>	<b>78</b>	I Cristalinas .....	129
I SME en los metales y aleaciones.....	78	II Vidrios bioactivos.....	129
II SME en los polímeros.....	79	III Cerámicas vítreas.....	130
III SME en las cerámicas .....	80	IV Compuestos.....	130
<b>J LA HISTÉRESIS .....</b>	<b>80</b>	<b>D PORCELANAS O CERÁMICAS DENTALES .....</b>	<b>130</b>
<b>10 REPRODUCCIÓN DE TEJIDOS Y FABRICACIÓN DE DISPOSITIVOS.....</b>	<b>81</b>	I Las cerámicas: tipos.....	130
<b>A LA IMPRESIÓN .....</b>	<b>81</b>	2: Los compuestos con cerámica.....	132
I Clasificación de los materiales de impresión analógicos .....	81	<b>E OTROS MATERIALES CERÁMICOS .....</b>	<b>132</b>
<b>B EL VACIADO .....</b>	<b>83</b>	I Dentífricos .....	132
<b>C LA FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO .....</b>	<b>84</b>	II Abrasivos y pulidores .....	132
<b>D ENCERADO .....</b>	<b>86</b>	III Retractores gingivales .....	133
<b>E COLADO.....</b>	<b>86</b>	IV Aparatología ortodóncica .....	133
<b>F CEMENTADO .....</b>	<b>86</b>	<b>15 INGENIERÍA TISULAR .....</b>	<b>134</b>
I Terminología .....	86	<b>A INJERTOS Y PLASTIAS.....</b>	<b>134</b>
II Fases que intervienen en el proceso.....	87	I La respuesta inmune a los nuevos tejidos .....	134
III La transformación de los cementos en sólidos.....	87	<b>B ESTRATEGIAS Y ELEMENTOS DE LA INGENIERÍA TISULAR.....</b>	<b>134</b>
IV Objetivos del cementado.....	87	I Origen y potencialidad celular .....	134
V Mecanismos de acción y propiedades de los cementos .....	88	II Andamios celularizados .....	135
<b>G CORTE, ABRASIÓN Y PULIDO .....</b>	<b>88</b>	III Los reguladores y las señalizaciones .....	138
I Definiciones .....	88	<b>C INGENIERÍA TISULAR OROFACIAL .....</b>	<b>138</b>
II Mecanismos involucrados.....	89	I Hueso.....	138
III Sistemas de corte, abrasión o pulido, según los aglutinantes y las fuentes de energía.....	89	II Tejido periodontal.....	140
<b>11 PRESENTACIÓN DE LA PARTE ESPECÍFICA .....</b>	<b>90</b>	III Articulación temporomandibular.....	140
<b>12 LOS POLÍMEROS .....</b>	<b>91</b>	IV Esmalte.....	141
<b>A OTROS COMPONENTES.....</b>	<b>91</b>	V Complejo dentinopulpar (CDP).....	141
<b>B CARACTERÍSTICAS DISTINTIVAS GENERALES DE LOS POLÍMEROS .....</b>	<b>91</b>	<b>16 LA BIOCOMPATIBILIDAD .....</b>	<b>143</b>
I Ventajas, y desventajas .....	91	<b>A INTERACCIONES ENTRE LOS BM Y LOS TEJIDOS DEL ORGANISMO HUMANO</b>	<b>143</b>
<b>C TIPOS Y USOS .....</b>	<b>91</b>	I Definiciones .....	143
I Ceras .....	91	<b>B DETERMINACIÓN DE LA BIOCOMPATIBILIDAD. TESTS .....</b>	<b>145</b>
II Materiales para positivado.....	93	<b>C TIPOS DE ENSAYOS CLÍNICOS PARA EVALUAR EFECTOS TERAPÉUTICOS .....</b>	<b>145</b>
III Materiales de Impresión.....	93	I Fase 0 .....	145
IV Materiales para prótesis removible: bases protésicas .....	97	II Fase I .....	145
V Dientes artificiales.....	98	III Fase II .....	145
VI Materiales para Prótesis fija.....	99	IV Fase III .....	145
VII Resinas compuestas o composites (composite resins) .....	99	V Fase IV .....	146
VIII Endodoncia.....	105	<b>D LOS POSIBLES ESCENARIOS DE LOS ENSAYOS CLÍNICOS.....</b>	<b>146</b>
IX Ortodoncia .....	106	<b>17 ANEXOS .....</b>	<b>147</b>
X Protectores bucales .....	106	<b>A GLOSARIO .....</b>	<b>147</b>
XI Férulas y cubetas termoformadas .....	106	<b>B UNIDADES Y SÍMBOLOS .....</b>	<b>150</b>
XII Los polímeros en capa delgada (films).....	107	<b>C MÚLTIPLOS Y SUBMÚLTIPLOS.....</b>	<b>150</b>
<b>D ADHESIÓN EN ODONTOLÓGIA: LOS ADHESIVOS.....</b>	<b>107</b>	<b>D EQUIVALENCIAS.....</b>	<b>151</b>



## Contenidos

---

E RAZONES TRIGONOMÉTRICAS ..... 151  
F TABLA PERIÓDICA DE LOS ELEMENTOS..... 152

18 REFERENCIAS..... 153

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24



## 1 PRESENTACIÓN DE ESTE MANUAL

Este Manual de Biomateriales (en adelante, BM) alcanza su segunda versión. En ella se han corregido los errores detectados en las clases, ampliado o simplificado algunos aspectos y añadido o modificado varias imágenes.

Mantiene, sin embargo, su intención inicial: ayudar a los estudiantes de la asignatura de Biomateriales Odontológicos a seguir las clases y ordenar los conceptos. La inclusión de la bibliografía que se ha utilizado para completarlo tiene el objetivo de, además de reconocer el trabajo de los autores, de facilitar a los estudiantes una guía para ampliar sus conocimientos. En la preparación de este manual se han utilizado los guiones de las clases y los apuntes de estudiantes de varios cursos, libros de la materia o relacionadas, artículos científicos, páginas web o literatura gris. Menudean las citas o los textos en inglés, algunos de los cuales se han dejado en su idioma original.

Su estructuración es principalmente esquemática. Está configurado en dos grandes partes secuenciales: la general y la específica, que contiene descripciones de los materiales habituales. Además, se incluyen varios capítulos de apoyo en los anexos. No se pretende que sus contenidos substituyan a la ampliación que de los temas y de las clases que deben hacer los estudiante, pues este no es un libro de texto al uso.

En la parte general se describen las características comunes a los materiales y los procesos genéricos a los que pueden verse sometidos. La parte específica describe cada tipo de material, agrupándolo en alguno de los grandes tipos o familias (polímeros, metales, cerámicas).

En la parte específica se reflejan los materiales más comunes y sus propiedades básicas. Estas informaciones se ampliarán en las diferentes asignaturas, cuando el estudiante afronte sus aplicaciones clínicas.

José C. de la Macorra  
Madrid, Agosto de 2023



## 2 PRESENTACIÓN DE LA PARTE GENERAL

En esta parte se describen los constituyentes o características comunes a todos los materiales, a fin de hacer más fácilmente entendibles sus indicaciones o comportamiento y el porqué de la constitución de cada uno, que se explicará en la parte específica.

A diferencia de dicha parte específica, ésta no es tan cambiante. Los enlaces de la materia, los cristales o los procesos a que se ven sometidos los materiales cambian poco con la formulación de cada material.

Esta es seguramente la parte más importante del Manual por su concepción básica, pues aspira a que los estudiantes comprendan mejor la utilidad, características y comportamiento de los BM incluidos en la parte específica

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

### 3 EL CONCEPTO DE BIOMATERIAL

#### A DEFINICIÓN DE BIOMATERIAL

Siguiendo a Darvell [1]: “So it is with the concepts of materials science; rather than ‘just’ chemistry or physics, rather than ‘just’ observing behaviour, they are concerned with a composite of all of these, the intersection of all three major fields [...]. Dental materials science adds a further sphere, intersecting the first three, that of the clinical context”. Esta idea está reflejada en la Figura 3-1.

Si por ejemplo relacionamos únicamente la relación entre la densidad y el módulo de Young (que es el reflejo básico de la rigidez) de diferentes biomateriales, tal y como se reflejan en [2], Figura 3-2, tendremos una visión incompleta del comportamiento de estos materiales.

Siguiendo a [3], el uso exitoso de los materiales requiere que cumplan con una serie de requisitos, que pueden ser, entre otros, térmicos, ópticos, mecánicos, físicos, químicos, y que están íntimamente relacionados con la estructura del material. Esta estructura es el resultado de su síntesis y procesamiento.

Figura 3-2. Relación entre la densidad y el módulo de Young de diferentes biomateriales

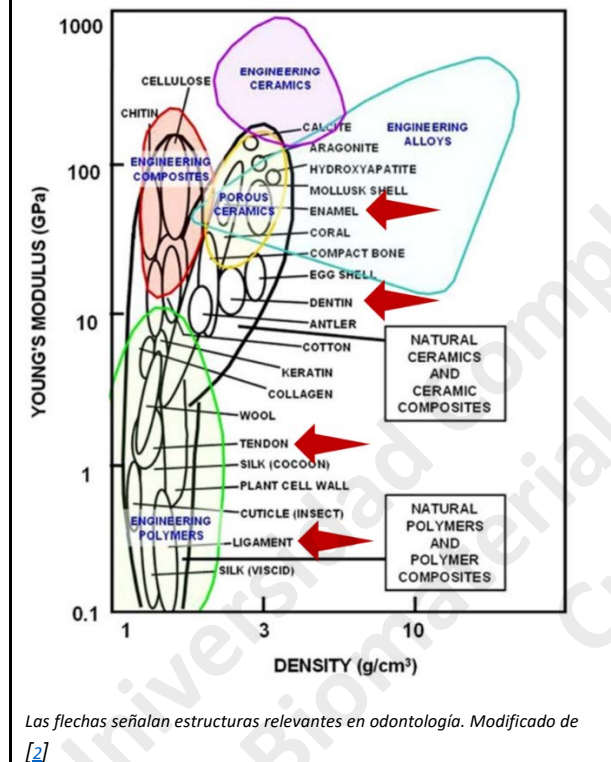


Figura 3-1. Partes de un sistema, interrelacionadas en el conocimiento de los BM



Según el DLE [4], un material es un “conjunto de máquinas, herramientas u objetos de cualquier clase, necesario para el desempeño de un servicio o el ejercicio de una profesión”.

La Sociedad Europea de Biomateriales define un BM [4] como “un material destinado a interactuar con sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo”.

Siendo concreta la definición anterior, tiene más sentido para el propósito de este manual la que definición proporcionan Park y Lakes [5], para quienes puede definirse un BM como “cualquier material utilizado para hacer dispositivos [5] para reemplazar una parte o una función del cuerpo, de manera segura, fiable, económica y fisiológicamente aceptable”.

Para hacer todo ello un BM debe, en principio, tener un comportamiento al menos similar al del tejido que reemplaza y hacerlo en un medio, como el oral, especialmente agresivo.

Tabla 3-1. Usos de los BM

Sustitución tisular	Implante
	Trasplante
Regeneración tisular	

#### B USOS DE LOS BM

Los BM pueden usarse, en general, para sustituir tejidos (mediante un implante o un trasplante), o regenerarlos (Tabla 3-1).

Debe recordarse que, aunque el término implante parece referirse coloquialmente únicamente a los implantes osteointegrados, en el contexto de esta manual el término implante se refiere a cualquier aparato, prótesis o sustancia -es decir, a cualquier dispositivo- que se coloca en el cuerpo para mejorar o recuperar alguna de sus funciones, o con fines estéticos (entre ellos, los mismos implantes osteointegrados).

<sup>1</sup> Diccionario de la Lengua Española, 2019

<sup>2</sup> Dispositivo: Mecanismo o artificio para producir una acción prevista (DLE 2020)



### C EL BM IDEAL

No existe un BM ideal, apto para todos los pacientes y situaciones. El Listado 3-1 enumera las características deseables de cualquier BM, siempre teniendo en cuenta que no todas son simultáneamente posibles.

#### Listado 3-1. Características de un BM ideal

- › Biocompatible
- › Compatible con otros materiales
- › Cualidades organolépticas aceptables
- › Que no se decolore ni pigmente
- › Que pueda elaborarse en la forma deseada
- › Con exactitud y precisión para cada indicación
- › Resistencia mecánica específica y adecuada
- › Resistencia a cambios fisicoquímicos y bio-químicos
- › Que puedan producirse superficies adecuadas
- › Radiopacidad
- › Que se pueda limpiar y/o esterilizar
- › Buenas condiciones de almacenamiento
- › Costo razonable

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

### 4 EL MEDIO Y LOS TEJIDOS ORALES

En este capítulo se mencionan exclusivamente las características principales de los tejidos orales que tienen influencia más conocida o directa en el comportamiento de los BM. Es claro que no pueden sustituirse las breves e incompletas indicaciones que aquí se dan con las que contienen, por ejemplo, los libros o tratados de histología o de fisiología o los artículos de investigación.

#### A EL MEDIO ORAL O BUCAL

Características del medio bucal, con incidencia en el comportamiento de los BM

##### Listado 4-1. Características del medio bucal

- ▶ Múltiples funciones
  - Masticación y preparación del bolo alimenticio, respiración, fonación, estética, defensa, relación social, sexualidad
- ▶ Abundante flora bacteriana
- ▶ Presencia de saliva
  - Solvente, lubricante, conductora, buffer, antimicrobiana
- ▶ Fuerzas mecánicas
  - Funcionales: masticación, deglución, oclusión
  - Parafunciones
- ▶ Ciclos de humedad - desecación
- ▶ Cambios térmicos
- ▶ Cambios químicos (pH, etc.)
- ▶ Capacidad de absorción

La boca es la entrada principal al organismo, y en ella se entrecruzan los sistemas digestivo y respiratorio, se ejercen múltiples funciones y se conforma uno de los microbiomas más complejos conocidos del cuerpo humano, con más de 700 especies identificadas en alguno o varios de los numerosos microambientes que contiene [6].

En ella se constituyen biofilms responsables de dos de las enfermedades más frecuentes del ser humano: la caries y la enfermedad periodontal [7], los cuales interfieren con el devenir de los BM. Los biofilms son comunidades microbianas complejas que se forman en varias etapas y están envueltas en sustancia extracelular polimérica [8].

El pH del medio oral es de entre 6.8 y 7.4 [9]. En ella también se ejercen numerosas fuerzas sobre los huesos, los dientes y los tejidos que

los conforman y sobre las mucosas que recubren todo, y en ella ocurren ciclos de humedad/desecación, cambios térmicos y químicos frecuentes [10] y a través de las mucosas que la recubren se produce la absorción.

#### I LA SALIVA

Todo el medio oral está bañado por la saliva, una secreción líquida y multifuncional extraordinariamente compleja, basado en agua (un 99%), con histaminas, lisozima, proteínas, amilasas, peroxidasas, mucinas, etc. [9, 11-13], acompañadas de bacterias en suspensión, células descamadas y restos alimenticios [14].

El ritmo diario medio de secreción, en individuos sanos, varía entre 500 y 600 mL, y es menor durante la noche y mayor durante la masticación o la bebida [16]. El volumen medio normal en boca es de 1 mL [13]. Tiene un pH neutro.

#### B EL ESMALTE

Las características clave del esmalte en relación con su sustitución por un BM o con su interrelación son:

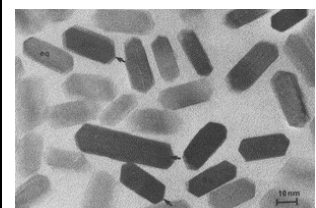
#### I COMPOSICIÓN Y ESTRUCTURA

El esmalte es el tejido humano más altamente calcificado (un 96% de su peso es contenido mineral) [17], lo que lo convierte en el tejido humano más rígido y duro [18]. Tiene una estructura compleja, anisotrópica, que puede organizarse en jerarquías, de acuerdo al tamaño de sus integrantes, en varios niveles [19-21]. Así, existen varias jerarquías interdependientes, de menor a mayor tamaño, cada una de las cuales imprimen características específicas al conjunto:

#### 1 CRISTALES DE HIDROXIAPATITA, Y SU ORIENTACIÓN EN LOS PRISMAS

Los cristales (básicamente  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ ) son de sección hexagonal, alargados (Figura 4-1) con unas dimensiones que varían entre 50 a 70 nm de largo y 20 a 30 nm de ancho [21]. Su orientación dentro de cada prisma es clave para entender la respuesta del esmalte al grabado ácido. En general, se puede decir que el ángulo del eje mayor de los cristales varía entre (aproximadamente) 0 y 45-60° con respecto al eje mayor del prisma, según se alejan del eje de la cabeza, hacia los lados del prisma (ver esquema en Figura 4-2).

Figura 4-1. Cristales en el esmalte de un roedor, (x 1.000.000)



Modificado de [15]

## El medio y los tejidos orales

Estas diferencias de orientación de los cristales resultarán básicas en el momento del grabado ácido. Se sabe desde hace tiempo que se producirá una desmineralización diferencial si se atacan zonas con cristales en diferentes orientaciones [22]: “el patrón del esmalte tras el grabado ácido depende fundamentalmente de la orientación de los cristales respecto al ataque. Los que son atacados por sus extremos son los más vulnerables, debido a la debilidad del núcleo que recorre todo el eje del cristal (Figura 4-6). Por tanto, en las superficies de esmalte que exponen prismas en sección transversal ocurrirá una disolución diferencial de los cristales centrales (paralelos al ataque ácido) resultando en la imagen de panal”

**Figura 4-2. Orientaciones de los cristales en el esmalte prismático e interprismático**

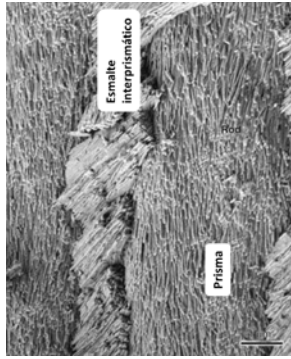
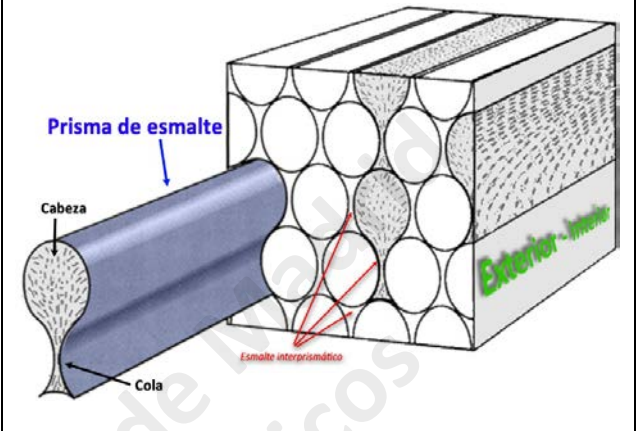


Imagen modificada de [18]. Pueden observarse las diferentes orientaciones de los cristales en ambos tipos de esmalte

Además, esta diferencia de orientaciones de cristales adyacentes contribuye a aumentar la tenacidad<sup>3</sup> (toughness) del esmalte, pues dificulta la progresión de los cracks transversales [20, 23].

Además, esta diferencia de orientaciones de cristales adyacentes contribuye a aumentar la tenacidad<sup>3</sup> (toughness) del esmalte, pues dificulta la progresión de los cracks transversales [20, 23].

**Figura 4-3. Esquema de la disposición de los cristales de HA en un prisma de esmalte humano**



### 2 PRISMAS DE ESMALTE, Y LA DIMENSIÓN DE SU SECCIÓN

Los prismas de esmalte tienen, aproximadamente, 5µm de diámetro transversal [24] y una longitud variable. Recorren completa o parcialmente el esmalte entre las dos capas de esmalte interprismático que se forman en los dientes: la más interna, adyacente a la unión amelodentinaria y la externa, en la superficie del esmalte.

### 3 TIPOS DE ESMALTE: ORIENTACIÓN DE LOS PRISMAS EN RELACIÓN CON LA UNIÓN AMELODENTINARIA Y DIFERENCIAS DE ORIENTACIÓN DE LOS CRISTALES DE LA MATRIZ INTERPRISMÁTICA, EN RELACIÓN A LOS PRISMAS

Los prismas siguen una dirección sinuosa desde su origen interno a su final externo. Se entrecruzan con sus vecinos y cambian de dirección varias veces (Figura 4-4) [25].

La matriz interprismática (antiguamente conocida como *vaina de los prismas*) contiene relativamente más proteínas que el resto del esmalte. Los cristales que contiene dicha matriz tienen orientaciones diferentes a las de los cristales de los prismas adyacentes (Figura 4-3).

**Figura 4-4. Bandas de Hunter-Schreger (de decusación) en esmalte humano interno**

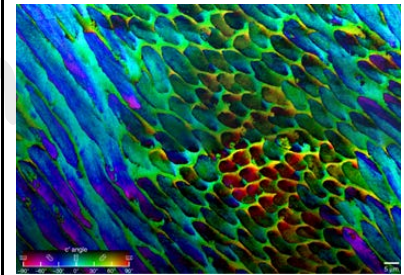


Imagen tomada de [23]. Se aprecian en esta sección tres orientaciones contiguas de los prismas: longitudinal (izda), transversal (central) y oblicua (dcha)

### 4 PATRÓN DE ESMALTE: DISPOSICIÓN TRIDIMENSIONAL DE LOS DIFERENTES TIPOS DE ESMALTE SEGÚN SU ORIENTACIÓN

Pueden diferenciarse varios tipos de esmalte [19], atendiendo a la orientación o entrecruzamiento de los prismas, tomando como referencia la unión amelodentinaria: radial, tangencial, bandas de Hunter-Schreger y decusaciones

### 5 VARIACIONES DEL PATRÓN DE ESMALTE CON LA DENTICIÓN Y LA EDAD

El patrón de complejidad del esmalte es variable en cada individuo, según el diente (incisivo, premolar, etc.) de que se trate [26].

## II CARACTERÍSTICAS

Algunas ya se han mencionado previamente: el esmalte es duro, rígido, tenaz, anisotrópico, translúcido, resistente al desgaste y levemente radiopaco [27-33].

<sup>3</sup> La traducción al inglés del término tenacidad es muy controvertida. En este manual se utiliza toughness. Ver nota al pie nº 11.

### El medio y los tejidos orales

Su superficie es, en los jóvenes, ondulada al reflejarse en superficie las huellas de los ameloblastos, formando los periquematis (Figura 4-5). Estas ondulaciones se pierden con la edad [26].

Su color varía entre el amarillo pálido y el blanco-gris. Estos colores se afectan por el grosor de la zona de que se trate, que puede variar entre (aproximadamente) 2.5 mm en las zonas de mayor incidencia funcional hasta el filo de navaja en la línea cervical [18].

Aunque en sentido biológico es un tejido no vital -por lo que no puede repararse a sí mismo-, es permeable y ocurren a su través intercambios iónicos [18].

### III PROPIEDADES MECÁNICAS MÁS RELEVANTES

Puede decirse que la magnitud de las propiedades mecánicas más relevantes -dureza, módulo de elasticidad- del esmalte disminuye desde la superficie hacia el interior (es decir: hacia la unión amelodentinaria).

La dureza máxima del esmalte es (valores promedio) de 3.5 GPa cerca de la superficie, disminuyendo gradualmente hasta que, a 100-600 $\mu$  de la unión amelodentinaria es de entre 2 y 2.5 GPa [17].

Dependiendo del método utilizado para medirlo y la zona de medición, el módulo de elasticidad (E, de Young) varía muy ampliamente entre 65 y 106 GPa, aumentando desde la unión amelodentinaria a la superficie, como lo hace la dureza [17].

Hay que recordar que estos valores se modifican, para cada individuo, con la dieta y la edad.

### C LA DENTINA Y EL COMPLEJO DENTINOPULPAR (CDP)

En los humanos la dentina es el tejido duro más voluminoso de cualquier diente. Actualmente se considera como una de las partes, la más voluminosa, del complejo dentinopulpar, que engloba la propia dentina y el contenido -vascular, celular, nervioso- de la cámara pulpar. A diferencia del esmalte, es un tejido capaz de reaccionar a los estímulos, fisiológicos o no [34, 35].

### I ESTRUCTURA

La dentina soporta el esmalte dental, un tejido muy frágil que por ello no soportaría los estreses masticatorios. Por ello la composición y micromorfología de la dentina están orientadas a su soporte [36]. Según su momento de desarrollo o de secreción, se distinguen diferentes tipos de dentina (Figura 4-7):

### II TIPOS DE DENTINA, SEGÚN SU DISPOSICIÓN DE FUERA ADENTRO, Y EL MOMENTO Y CIRCUNSTANCIAS DE SU SECRECIÓN

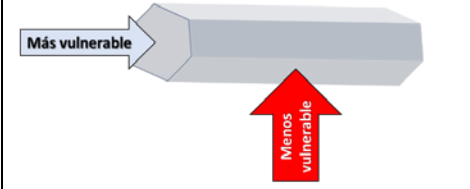
- dentina del manto, dentina primitiva, o mantle dentin. Relacionada directamente con el esmalte, formando la unión amelodentinaria.
- **dentina primaria.** Constituye la mayor masa del diente, formada antes de la erupción
- **dentina secundaria.** Formada a lo largo de la vida del diente, una vez ha erupcionado, en condiciones fisiológicas
- **dentina terciaria.** Reaccional, frecuente -y erróneamente- denominada dentina secundaria
- **predentina.** La capa de dentina recién segregada y aún no totalmente madura, que tiende a obliterar, con la edad, la cámara pulpar y a alargar la longitud de las raíces y a disminuir la luz de los conductos radiculares.

En todas ellas la disposición de las estructuras (principalmente de los túbulos dentinarios (ver más adelante) ([37]) y las características de cada una de ellas -principalmente la dureza y el módulo de elasticidad- son diferentes. Esto tendrá importancia en la comprensión de los procesos de adhesión.

Figura 4-5. Periquematis en la superficie de esmalte humano



Figura 4-6. Vulnerabilidad de los cristales de HA al ataque ácido



### III LOS TÚBULOS DENTINARIOS Y SU CONTENIDO

La estructura más característica de la dentina son los túbulos dentinarios, que recorren todo su espesor (desde la cámara pulpar a la unión amelodentinaria). Tienen un diámetro (aproximado) de 1 a 2  $\mu$  [38] y alojan la extensión citoplásmica de los odontoblastos (las fibrillas de Thomes<sup>4</sup>), cuyos cuerpos celulares revisten la parte más externa de la cámara pulpar. Están recubiertos por la *lámina limitans*, formada por filamentos que recubren la pared del túbulo [39].

Figura 4-8. Esquema de los tipos de dentina

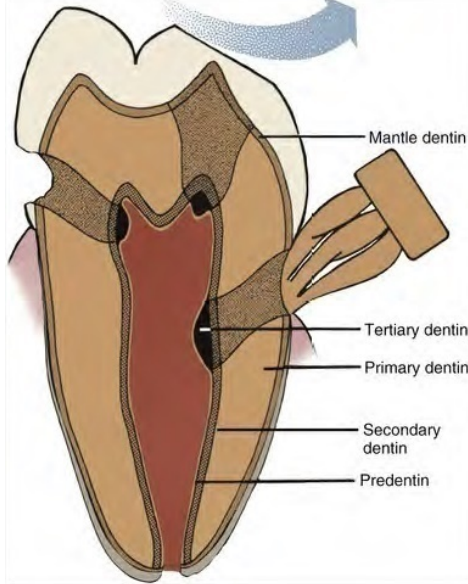


Imagen tomada de [18]

Su presencia permite la formación constante y uniforme de la dentina a lo largo de la vida del diente (dentina secundaria), y su producción local acelerada -reaccional- en el caso de agresiones, típicamente estreses o caries (dentina terciaria) (Figura 4-7). Su existencia marca la diferenciación de dos tipos de dentina (Figura 4-9), respecto a su relación con los túbulos

### IV DENTINA PERITUBULAR

Es la que rodea cercanamente los túbulos dentinarios, tiene un espesor aproximado de 1  $\mu$  [38]. Su matriz esta, probablemente, basada en proteoglicanos y glicosaminoglicanos [39]

### V DENTINA INTERTUBULAR

Separando la dentina intertubular. Principalmente compuesta de fibrillas de coláge-

nos tipo I (Figura 4-10).

### VI LOS CRISTALES EMBEBIDOS EN LA MATRIZ

Los cristales de la dentina están embebidos entre las fibras de la zona de que se trate o en el interior de las fibras, entre los monómeros de colágeno [40] (Figura 4-10)

### VII EL FLUIDO DENTINARIO

Figura 4-9. Dentinas intertubular y peritubular

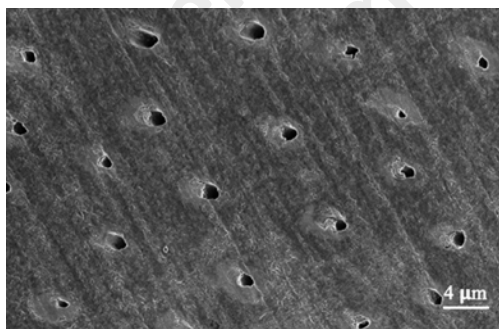


Imagen tomada de [41]

#### A LAS FIBRAS COLÁGENAS

Las fibras colágenas forman una a modo de matriz, que contiene y rodea los cristales

Figura 4-7. Microestructura típica de la dentina, en diferentes zonas y a diferentes edades

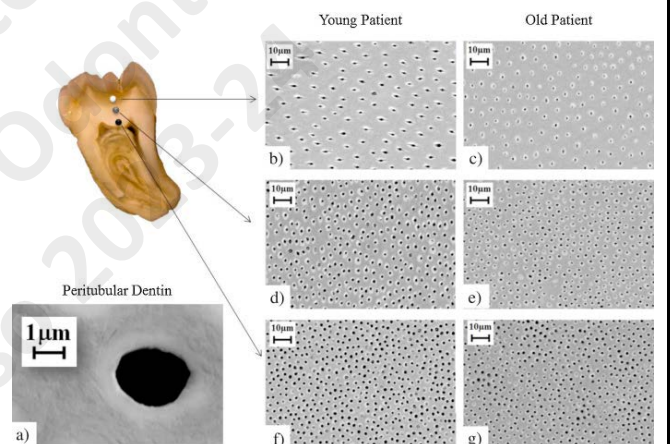


Imagen tomada de [37] a): un túbulo, b y c): exterior, d y e): zona media, f y g): interior.

Ni su composición ni la presión a que está en

el interior de la cámara pulpar son es aún perfectamente conocidas, debido al hecho que para estudiarlo hay que acceder agresivamente al interior del diente [18], modificándola<sup>5</sup>.

Ocupa también el espacio libre dejado en los conductos dentinarios por las fibrillas de Thomes y sus otros contenidos [42]. Su presencia interfiere en los procesos de adhesión micromecánica [43], como se verá más adelante, y tiene una función activa en la sensibilidad de la dentina [44].

<sup>4</sup> No confundir con el proceso de Tomes, deformación piramidal formada en la parte apical de los ameloblastos durante la formación del esmalte

<sup>5</sup> Este efecto (el comportamiento de los sujetos puede alterarse sistemáticamente cuando se saben observados) se conoce como efecto Hawthorne

### VIII EL BARRILLO DENTINARIO (SMEAR LAYER)

El barrillo dentinario no es, propiamente, una estructura dentinaria, sino una capa untuosa<sup>6</sup> de detritos que se deposita siempre en su superficie cuando está expuesta o es tratada mecánicamente, en los procedimientos higiénicos, protésicos, operatorios o endodónticos.

Sus características son:

- No se elimina fácilmente con el lavado. El frotado o rascado lo engrosaría
- Está compuesto por restos de dentina, placa bacteriana, saliva, restos de alimentos,...: está altamente contaminado.
- Disminuye la permeabilidad de la dentina (aproximadamente en un 85%), al ocluir parcialmente la luz de los túbulos expuestos (Figura 4-11).

### IX PROPIEDADES MECÁNICAS MÁS RELEVANTES

El módulo de Young (E) de la dentina peritubular varía (siempre en valores medios) entre 29 y 32 GPa, y el de la dentina intertubular entre 17 y 20 GPa [17, 41]. Estos valores aumentan desde la unión amelodentinaria a la cámara pulpar.

Su dureza, nuevamente dependiendo del método y de la zona de medición, varía entre 1 y 2.5 GPa [17].

La dentina es blanco-amarillenta y avascular. Su nutrición e intercambios se producen a través del paquete vasculonervioso contenido en la cámara pulpar.

## D LA UNIÓN AMELODENTINARIA

La unión amelodentinaria (UAD, *dentinoenamel junction DEJ*) es el lugar común de origen de la secreción, durante la embriogénesis, del esmalte (hacia el exterior del diente) y la dentina (hacia el interior del diente) [47].

Ambos tejidos son muy diferentes en dureza, fragilidad, tenacidad y resiliencia, y su integración a través de la UAD proporciona protección contra los esfuerzos oclusales repetidos [48, 49].

Tiene una forma festoneada (Figura 4-12), probablemente para distribuir más eficientemente el estrés [49].

La capa de esmalte inmediatamente adyacente (5-10  $\mu$ ) tiene menos cristales, y están desorganizados.

La capa de dentina inmediatamente adyacente (la dentina del manto, *mantle dentin*, D en la Figura 4-12) es atubular y está menos calcificada que las capas más internas.

Las lamelas de esmalte atraviesan la UAD. Los penachos no lo hacen

## A EL PERIODONTO

### I EL CEMENTO

Es un tejido mineralizado cuya principal función es confinar los movimientos dentarios gracias al ligamento periodontal y proporcionar soporte y absorción de esfuerzos durante la masticación u oclusión [50].

Su dureza y módulo elástico disminuyen desde cervical a apical y desde bucal a lingual. Su contenido mineral es del 69%. Su dureza es de alrededor de 0.2 GPa [51].

Figura 4-11. Esquema del ensamblaje de los monómeros de colágeno en una fibrilla de colágeno tipo I

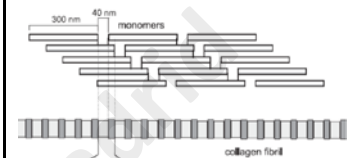
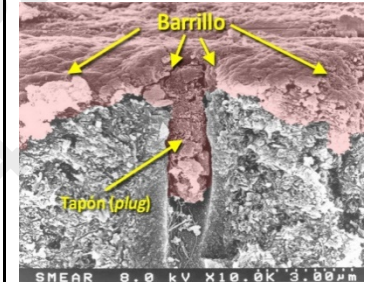


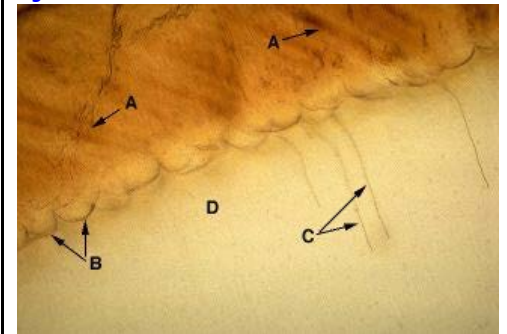
Imagen tomada de [45]

Figura 4-10. Barrillo dentinario (SEM)



Modificada de [46]. Barrillo dentinario y tapón tras usar una fresa de diamante, con refrigeración por agua

Figura 4-12. Unión amelodentinaria



Tomada de (ENLACE)

<sup>6</sup> Grasa y pegajosa (DLE)



## II EL LIGAMENTO PERIODONTAL

Su función principal es transferir las cargas desde el diente al hueso alveolar [52] respondiendo a esfuerzos complejos de tracción, compresión y cizalla [53]. Su grosor varía entre 0.1 y 0.4 mm, y se puede asumir que su módulo de elasticidad varía entre 0.01 y 0.03 MPa [52].

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

## 5 LA MATERIA

En este capítulo se han seguido fundamentalmente los contenidos de los textos: [1, 3, 5, 54-56]

### A DEFINICIÓN DE LA MATERIA

Las características definitorias de la materia son:

**Tiene dimensiones:** el número de grados de libertad para realizar un movimiento en el espacio ( $\approx$  medidas que definen su forma y tamaño)

**Presenta inercia:** dificultad o resistencia que opone un sistema (físico, social) a los cambios, o la capacidad de los cuerpos a seguir en su estado de movimiento

**Es causa de la gravedad,** que es un efecto de la geometría. La tierra deforma el espacio-tiempo de nuestro entorno, de manera que el propio espacio nos empuja hacia el suelo

#### I LA MASA Y EL PESO

La cantidad de materia es la masa (m).  
La unidad de masa según el SI<sup>7</sup> es el kilogramo (Kg).

El peso es la medida de la fuerza que ejerce la gravedad sobre la masa de un cuerpo, y es el producto de su masa por la aceleración de la gravedad [57]. Sus unidades son los newtons (N) [58].

👉 No deben confundirse, conceptualmente, la masa (unidades: Kg) y el peso (unidades: N)

Tabla 5-1. Tipos de materia, según sus componentes



### B TIPOS DE LA MATERIA, SEGÚN SUS COMPONENTES, Y SUS CAMBIOS

#### I LOS CAMBIOS EN LA MATERIA

##### 1 CAMBIOS QUÍMICOS

En los cambios químicos de la materia [54]...

- una o más sustancias se pierden (aunque sea parcialmente)
- se forma(n) una o más sustancias

<sup>7</sup> SI: Sistema internacional de medidas (Bureau International de Poids et Mesures)

- se absorbe o libera energía

## 2 CAMBIOS FÍSICOS

En los cambios físicos de la materia [54]

- no hay cambios en la composición química
- normalmente se modifican las propiedades físicas
- se pueden suponer cambios químicos, aunque no siempre ocurren

## II LAS MEZCLAS.

Las definiciones de mezclas, sustancias puras, compuestos y elementos se muestran en la Tabla 5-1.

Las mezclas pueden diferenciarse atendiendo fundamentalmente al tamaño de las partículas en disolución y, consecuentemente, a si son estables o no (Tabla 5-2):

- Homogéneas: la misma composición en todas sus partes. Sus componentes son indistinguibles. A su vez pueden ser:
  - Disoluciones
  - Coloides
  - Heterogéneas, o suspensiones. Los componentes son distinguibles

Tabla 5-2. Las mezclas

	HOMOGÉNEAS		HETEROGÉNEAS
	Disoluciones	Coloides	Suspensiones
Partículas (soluto)	Átomos, iones o moléculas pequeñas (1-10 Å)	Las de al menos uno de los componentes son <b>grandes</b> (10-10.000 Å (1μ))	Las de al menos uno de los componentes <b>se pueden ver</b> con un MO de baja resolución (>10.000 Å)
Homogeneidad	Si	Si (casi no)	No
Transparencia	Si	A menudo <b>opacas. Pueden ser transparentes</b>	No
Efecto Tyndall	No	Si	
Estables	Si	<b>Poco.</b> (pero el movimiento Browniano impide el depósito)	<b>No.</b> Las partículas se depositan
Separables (por filtración)	No	No	Si

## C UNIONES DE LA MATERIA

### I PRIMARIAS, INTRAMOLECULARES, O FUERTES

Las uniones químicas son las fuerzas atractivas que mantienen los átomos unidos, formando compuestos. Los tipos principales son:

#### 1 IÓNICAS

Hay una **interacción electrostática** entre los iones, con frecuentes intercambios de electrones desde un átomo (o grupo de átomos) a otro.

Es más probable esta unión cuanto **mayor** sea la diferencia de electronegatividad. Se forman dos iones de carga contraria: un catión (+) y un anión (-). La diferencia entre sus cargas provoca una fuerza de interacción electromagnética.

La unión es muy direccional [5]

#### 2 COVALENTES

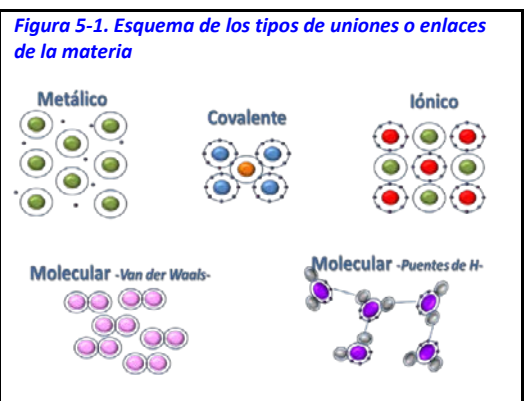
Se **comparten** uno (o más) pares de electrones entre dos átomos en un nuevo orbital (orbital molecular).

Es más probable que se de esta unión cuanto **menor** sea la diferencia de electronegatividad. Son enlaces polares, muy fuertes y direccionales [5].

#### 3 METÁLICAS

Resulta de las **atracciones eléctricas** entre los cationes (+) nucleares y los electrones deslocalizados [1], que están formando una *nube* o *gas electrónico* gracias a la tendencia de los e<sup>-</sup> de ocupar todo el espacio posible.

El enlace metálico se compara frecuentemente con una masa de iones +, mantenidos unidos por una *cola* consistente en e<sup>-</sup>. Estos iones +, que se repelen unos a otros, están atraídos por la *cola* de e<sup>-</sup>; el *gas electrónico* [3].



Es, por tanto, una unión *no-direccional* [5].

Esta distribución de los  $e^-$  en una gran región posibilita que la atracción interatómica disminuya poco cuando los átomos se separan entre sí: por ello es posible desplazar átomos sin una gran inversión energética, lo que explica la facilidad de deformar plásticamente los metales [56].

Si algún átomo metálico se reemplaza por otro elemento metálico, el enlace no se destruye porque lo relevante es que puedan compartirse  $e^-$  en el gas. Esto explica por qué pueden alearse metales de muchas maneras [56].

**Tabla 5-3. Calor de vaporización (kJ/mol, aproximados) de las uniones químicas**

Unión	Calor de vaporización
van der Waals	15
Puente de hidrógeno	30-50
Metálica	180-650
Iónica	1.000-1.900
Covalente	1.100-2.900

Modificada de [5]

## II SECUNDARIAS, INTERMOLECULARES, O DÉBILES

Las principales son

- interacciones ión-ión
- Interacciones dipolo-dipolo
  - Entre moléculas polares covalentes.

Ejemplo:

los puentes de H

- fuerzas de dispersión, fuerzas atractivas débiles que actúan en distancias muy cortas (de van der Waals, de London)

**Tabla 5-4. Características de los tipos de sólidos**

Sólido	METÁLICO	IÓNICO	MOLECULAR	COVALENTE
<b>Unidades o partículas</b>	IONES METÁLICOS en una nube electrónica	ANIONES, CATIONES	MOLÉCULAS (o ÁTOMOS)	ÁTOMOS
<b>Unión principal interpartículas</b>	Unión metálica entre cationes y $e^-$	Electrostática	Dispersión, dipolo-dipolo, puentes de H (Uniones intramoleculares covalentes, fuertes. Uniones intermoleculares débiles)	Uniones covalentes
<b>Dureza</b>	Blandos a muy duros	Duros, frágiles	Blandos	Muy duros
<b>Conductibilidad térmica y eléctrica</b>	Buena	Mala	Mala	Mala
<b>Puntos/rangos de fusión (°C)</b>	-39 a 3.400	400 a 3.000	-272 a 400	1.200 a 4.000

Modificada de [54]

## III LA FORTALEZA DE LAS UNIONES

Un indicador válido es el calor de vaporización: la energía necesaria para cambiar 1 gr. de sustancia en estado líquido al estado gaseoso, en el punto de ebullición (Tabla 5-3).

Esta energía rompe las fuerzas atractivas intermoleculares y también debe proveer la energía necesaria para expandir el gas que se forma.

## D TIPOS DE SÓLIDOS

Según el tipo de uniones que mantengan su cohesión pueden clasificarse como se describe en la Tabla 5-4.

## E LA MATERIA SEGÚN SU CRISTALIZACIÓN

La forma como los átomos se agrupan entre sí y se ordenan no es aleatoria en todos los materiales.

### I CRISTALIZACIÓN.

Ocurre alrededor de unos núcleos (es la *nucleación*) iniciales, en los que se dan las condiciones adecuadas (temperatura, concentración). Esta nucleación puede ser:

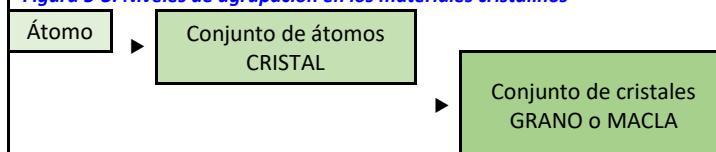
**Homogénea:** cuando se juntan varios átomos y forman un núcleo completamente rodeado de líquido. No está influenciada por otros sólidos (cristales, recipiente, impurezas) (Figura 5-4).

**Figura 5-2. Relaciones en las celdas para los siete sistemas cristalinos**

Una celda	Sistema	Célula Longitudes	Ángulos
	Cúbico	$a=b=c$	$\alpha=\beta=\gamma=90^\circ$
	Tetragonal	$a=b \neq c$	$\alpha=\beta=\gamma=90^\circ$
	Ortorrómico	$a \neq b \neq c$	$\alpha=\beta=\gamma=90^\circ$
	Monoclínico	$a \neq b \neq c$	$\alpha=\gamma=90^\circ; \beta \neq 90^\circ$
	Triclínico	$a \neq b \neq c$	$\alpha \neq \beta \neq \gamma \neq 90^\circ$
	Hexagonal	$a=b \neq c$	$\alpha=\beta=90^\circ; \gamma=120^\circ$
	Romboédrico	$a=b=c$	$\alpha=\beta=\gamma \neq 90^\circ$

Modificado de [1, 54].  $\neq$  significa "no necesariamente igual a"

**Figura 5-3. Niveles de agrupación en los materiales cristalinos**



**Heterogénea:** cuando el núcleo se forma sobre impurezas o en las paredes del recipiente. El núcleo inicial no se encuentra totalmente rodeado de líquido. Es la más común

En ambas los cristales crecen, al azar, en todas direcciones permitidas, aunque el resultado tiende a ser poliédricos. Su tamaño medio es mayor cuanto más lento es el enfriamiento.

## II LOS CRISTALES Y SU CONJUNTO: LOS GRANOS

A los conjuntos de átomos agrupados de manera regular y ordenada se les llama cristales, que pueden tener varios tamaños y formas.

Un **grano** o **macla** es la agrupación simétrica de cristales idénticos, con la misma disposición (Figura 5-3, Tabla 5-5), y están separados entre sí por los límites o bordes de los granos.

Cada grano contiene repeticiones tridimensionales regulares de agrupaciones de átomos, moléculas o iones (unidades o células). La forma de estas celdas se esquematiza en la Figura 5-2, para los diferentes sistemas cristalinos.

Según como ocurra y el grado de la cristalización, los sólidos pueden diferenciarse en tres grandes tipos, que veremos que pueden combinarse en los sólidos reales [59]:

## III SÓLIDOS AMORFOS

Los átomos o moléculas (o cadenas, en el caso de los polímeros) se unen unos a otros sin seguir un orden o patrón definido, la posición de cada uno en el material es aleatoria.

El vidrio es un material amorfo.

### 1 SÓLIDOS CRISTALINOS

Los átomos se unen entre sí siguiendo un patrón definido en todo (orden total, poco frecuente) o en casi todo el material (orden de largo alcance, más frecuente).

El patrón de ordenamiento es repetitivo y regular, extendiéndose por todo o casi todo el material: **Materiales Cristalinos**. Suelen ser policristalinos: contienen multitud de cristales.

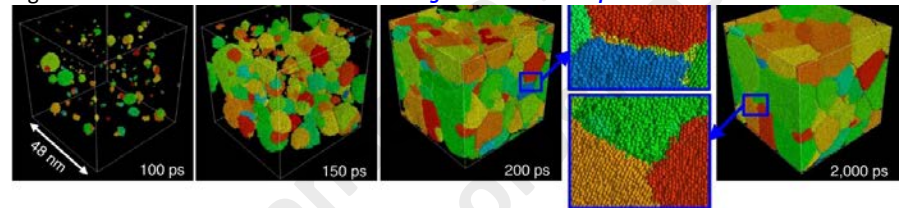
Los metales, los semiconductores y la mayoría de las cerámicas son cristalinos o policristalinos. Un material cristalino puede estar formado por varios cristales los cuales difieren entre sí en sus propiedades físicas. Al conjunto de cristales (o zonas amorfas) que presentan las mismas características se les denomina fases.

### 2 SÓLIDOS SEMICRISTALINOS (O SEMIAMORFOS)

Algunos materiales pueden tener **partes cristalinas** (átomos ordenados siguiendo un patrón) y **partes amorfas** (átomos colocados de manera aleatoria).

En este caso se considera que los átomos tienen un orden de corto alcance (en los materiales cristalinos el orden se define como de largo alcance).

Figura 5-4. Simulación de una nucleación homogénea de un metal puro



Los granos en formación, de diferentes colores de acuerdo con su orientación a los ejes de referencia. Modificada de [60]

Dependiendo del tamaño de las zonas cristalinas, estos materiales pueden clasificarse como **Amorfos** o **Semicristalinos**. La mayoría de los plásticos suelen ser semicristalinos. Los materiales amorfos son, típicamente, isotrópicos

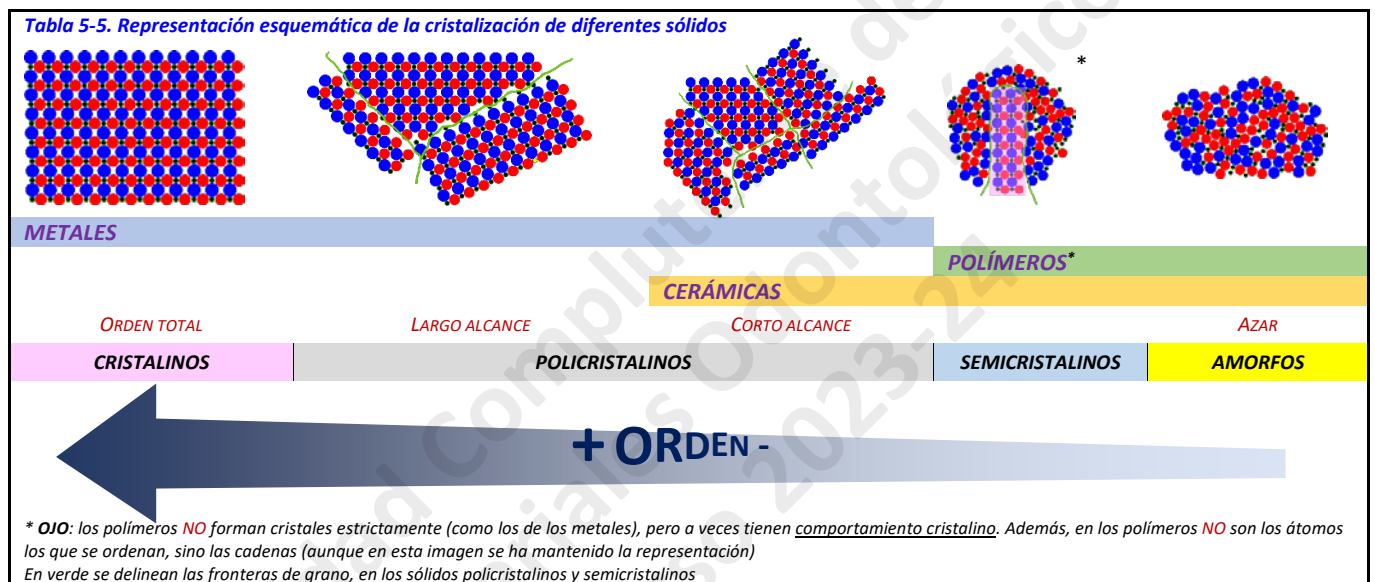
La Tabla 5-5 esquematiza la cristalización de los diferentes sólidos.

El hecho que un material sea cristalino, amorfo o semicristalino define muchas de sus propiedades. Por ejemplo, si un mismo material (los mismos átomos) tuviera la opción de ser cristalino o amorfo, se observaría que en estado cristalino la densidad del material (masa por unidad de volumen) sería mayor que en el estado amorfo.

Esto se debe a que a causa del orden en que están dispuestos los átomos en el material cristalino es posible colocar más átomos en el mismo volumen físico.

Al existir más átomos existe más masa (la masa es proporcional al número de átomos) en el mismo volumen, por lo que la densidad resulta mayor que cuando el material es amorfo [59].

Algunas propiedades ópticas también dependen de si el material es cristalino o amorfo. Los metales (cristalinos) no dejan pasar la luz a través de ellos (son opacos), mientras que el vidrio (amorfo) y algunos plásticos (los amorfos) permiten que la luz los atraviese (son traslúci-



dos).

La explicación es que en los materiales cristalinos el elevado orden de los átomos hace que éstos queden muy juntos entre sí, dejando muy pocos espacios entre ellos para que la luz pase a través del material.

Debido a que en los materiales amorfos la ubicación de los átomos es aleatoria, la probabilidad de que queden espacios vacíos entre ellos por donde pueda pasar la luz es mayor, por lo que estos materiales pueden ser traslúcidos

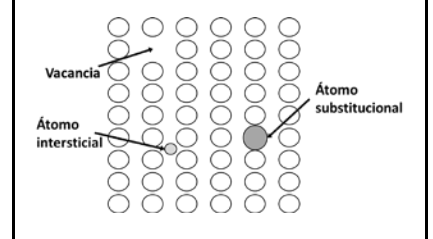
## F LOS SÓLIDOS REALES: LOS DEFECTOS

Las propiedades mecánicas de los BM están definitivamente influenciadas por los defectos que puedan contener debidos a su diseño o a su fabricación, o a que se formen durante su uso [3]

### I DEFECTOS DE LOS CRISTALES

Pensar que un material cristalino posee estructura cristalina perfecta es una idealización incierta en los materiales reales. La forma como están colocados los átomos en un material real normalmente difiere de la posición ideal, porque el modelo de arreglo atómico generalmente tiene defectos, que se clasifican en:

**Figura 5-5. Defectos puntuales de los cristales**



#### 1 DEFECTOS PUNTALES

Pueden verse, esquematizados, en la Figura 5-5

#### A VACANCIA(S).

Puntos que deberían estar ocupados por un átomo, pero no lo están

#### B ÁTOMO(S) SUSTITUCIONAL(ES)

Los materiales no son casi nunca puros, tienen impurezas que se sitúan en lugares donde debería estar otro átomo

#### C ÁTOMO(S) INTERSTICIAL(ES)

Son átomos que ocupan lugares que no están definidos en la estructura cristalina, una posición que no está marcada como un punto de red. Normalmente estos átomos se colocan en los intersticios entre los átomos originales: átomos intersticiales.

Figura 5-6. Dislocación de borde (izda) y helicoidal (dcha)

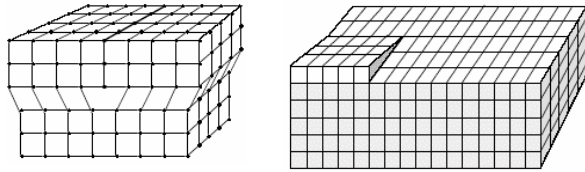


Imagen tomada de [enlace]

Los defectos puntuales hacen más difícil la deformación plástica de los metales, y aumentan su resistencia mecánica.

Cuando a un metal se añaden átomos de naturaleza química diferente para causar átomos intersticiales o sustitucionales, se está aleando al metal: las aleaciones son materiales formados por la mezcla de varios átomos diferentes para causar distorsiones locales de la estructura cristalina intencionalmente, y así dificultar el desplazamiento de las dislocaciones [59].

## 2 DEFECTOS LINEALES: DISLOCACIONES

Afectan a varios átomos, generalmente en un plano. se generan durante la solidificación o la deformación plástica de los materiales cristalinos, y consisten en planos "extra" de átomos insertados en la estructura cristalina y están formados por los átomos originales del material (no por impurezas).

#### A DISLOCACIONES DE BORDE

Se parece a un plano incompleto de átomos, intercalado entre planos completos. Este plano incompleto termina en la dislocación (Figura 5-6, izda.) [3].

#### B DISLOCACIONES EN HÉLICE O EN TORNILLO

Recuerda a la manera de acoplarse las rampas de un garaje (Figura 5-6, dcha.) [3].

Figura 5-8. Fronteras entre granos con diferentes orientaciones de sus átomos

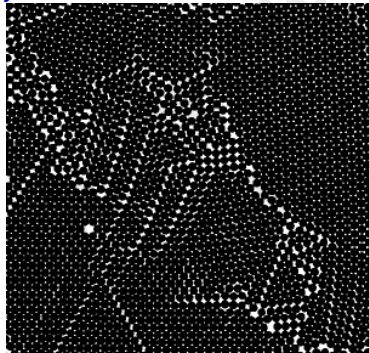


Imagen tomada de [1]

Todas las dislocaciones suponen una zona débil del material [5]

## 3 DEFECTOS DE SUPERFICIE

La propia superficie del material

Los átomos que se encuentran en la superficie tienen enlaces químicos no completos, por lo que son químicamente más reactivos que el resto.

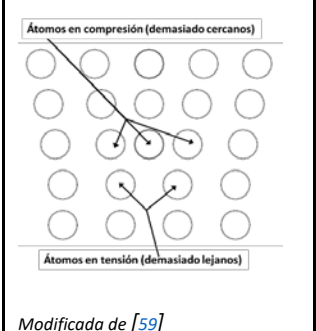
Estos enlaces causan que algunos metales se oxiden con facilidad cuando se exponen al medio ambiente [59].

Además, la colocación de los átomos cercanos a los defectos puntuales cercanos a la superficie se ve afectada por la presencia cercana de los defectos [59] (Figura 5-9).

#### A LAS FRONTERAS DE LOS GRANOS

Causan pérdida de simetría en el ordenamiento de los átomos (Figura 5-8).

Figura 5-7. Defectos lineales de los cristales. Dislocación de borde



Modificada de [59]

## B LOS CRACKS, O GRIETAS

Los cracks son defectos en forma de discontinuidades, grietas, que existen o se forman en el seno de los materiales [61], normalmente por el uso. Deben considerarse ubicuos: todos los materiales los contienen, en su interior y/o su superficie, de mayor o menor tamaño y en mayor o menor cantidad.

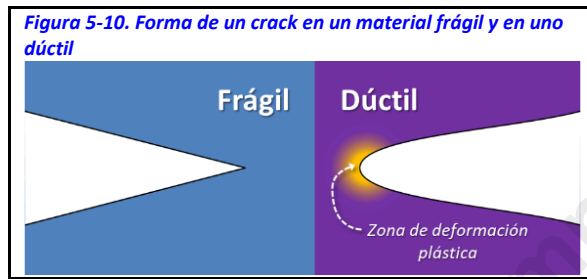
### II TIPOS DE CRACKS

Según su orientación respecto a la superficie del material en el que se alojan, pueden diferenciarse dos tipos:

- ▶ Normal o tensional (o, simplemente, crack)
- ▶ Tangencial a la superficie, de cizalla, banda de deslizamiento, o dislocación

#### 1 PROPAGACIÓN DE LOS CRACKS

Cuando en un BM existe un crack, hay un estrés crítico que debe alcanzarse para que crezca; este estrés se define por la cantidad de trabajo que se precisa para hacerlo crecer, lo que se conoce como la resistencia (*toughness*) del material ( $G_c$ ), un concepto equivalente a la energía superficial ( $\gamma_s$ ) del sólido [62-64].



Un  $G_c$  alto indica que se precisa mucho trabajo para hacer crecer el crack (lo que conllevaría crear nuevas superficies), y uno bajo indica que se precisa poco trabajo.

La propagación de los cracks es el mecanismo universal de la fractura (ver más adelante). El comportamiento del extremo o punta (*tip*) del crack es crítico, y definirá los tipos de fractura.

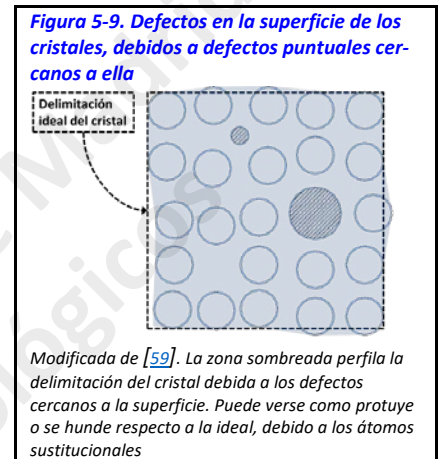


Figura 5-9. Defectos en la superficie de los cristales, debidos a defectos puntuales cercanos a ella  
Modificada de [59]. La zona sombreada perfila la delimitación del cristal debida a los defectos cercanos a la superficie. Puede verse como protuye o se hunde respecto a la ideal, debido a los átomos sustitucionales

## A EN MATERIALES DÚCTILES

Si el material en el que se está propagando el crack puede deformarse plásticamente (es decir, si es dúctil), la punta del crack cambia su forma, embotándose<sup>8</sup> (aumentando su radio de curvatura), debido a que las concentraciones locales de estrés deforman plásticamente el material, con lo que el estrés se disipa: la resistencia a la fractura (*fracture toughness*) es relativamente alta (Figura 5-10, dcha.). Este embotamiento puede deberse a el crecimiento o la coalescencia de los defectos internos cercanos [3, 65].

Además, el tiempo es importante: como la deformación requiere tiempo, la cantidad de deformación que puede ocurrir en el extremo del crack depende de su velocidad de avance [3]

## B EN MATERIALES FRÁGILES

La propagación del crack es continua, típicamente muy rápida, repentina e inestable [3], pues no hay deformación plástica local que embote el extremo del crack. La resistencia a la fractura (*fracture toughness*) es relativamente baja, pues el extremo del crack tiene una magnitud mínima ( $\approx 0$ ) [66] (Figura 5-10, izda.).

## G LA POROSIDAD

La porosidad es una medida de los espacios vacíos (los poros) en el seno de un material. Sus dimensiones pueden ser muy variables, aún dentro del mismo espécimen. Pueden considerarse varios tipos, con varios orígenes [67]:

<sup>8</sup> DLE: Embotarse: hacer romos filos y puntas de las armas y otros instrumentos cortantes



## I ESPACIOS VACÍOS.

Cuando afectan a los polímeros *-que es lo más frecuente-* debe recordarse que su interior está comúnmente relleno de aire. El O<sub>2</sub> presente causará un defecto de la polimerización en la cara interna de estos espacios (ver **La capa inhibida o capa sin polimerizar**, en la página 58). Se producen durante la ...

**Fabricación.** Los materiales sufren, durante su manufactura, procesos de mezcla, fusión o enfriamiento que comúnmente introducen porosidades en su interior.

**Manipulación.** Es típica la inclusión inevitable de porosidades durante la mezcla *-especialmente si la presentación es de dos pastas-* de un material, previa a la colocación en cavidades o al cementado.

## II POROSIDAD ESTRUCTURAL.

Son espacios no vacíos pero que, cuando el material es sometido a esfuerzos, actúan como si lo fueran en cuanto a su transmisión.

### 1 DEFECTOS DE UNIÓN DEL RELLENO A LA MATRIZ

Especialmente en los materiales compuestos con una matriz polimérica y un relleno inorgánico. El material de la matriz y el del relleno no responden solidariamente

### 2 REACCIONES QUÍMICAS IMPERFECTAS

Se producen faltas de homogeneidad en el seno del material, con el resultado de que hay zonas de diferentes características, adyacentes las unas a las otras.

## III VALORES DE LA POROSIDAD: LA COMPACIDAD O COMPACTIBILIDAD

La compactidad o compactibilidad es la cualidad de compacto<sup>9</sup>. Puede definirse como la relación entre el volumen real (V<sub>r</sub>) y el aparente (V<sub>a</sub>). Es, evidentemente, adimensional y sus valores siempre son menores de 1 (siempre V<sub>r</sub> < V<sub>a</sub>).

**Fórmula 5-1. La medida de la porosidad: compactidad**

$$C = \frac{V_r}{V_a}$$

Un material es más compacto (mayor compactidad) cuanto menor porosidad exista en su interior (mayor sea el volumen real y/o menor sea el aparente).

## H LA MATERIA SEGÚN SU ESTADO DE AGREGACIÓN

Según su agregación, la materia puede estar en los estados de... (ver Tabla 5-6)

## I CAMBIOS DE ESTADO, O DE FASE: LAS TRANSICIONES ENTRE LOS ESTADOS DE AGREGACIÓN

### 1 FUSIÓN

La fusión (*melting*) es el proceso físico que resulta en una transición de fase de sólido a líquido (Figura 5-12 y Figura 5-11), por un aumento de la energía interna del sólido por calor o aumento de presión [68].

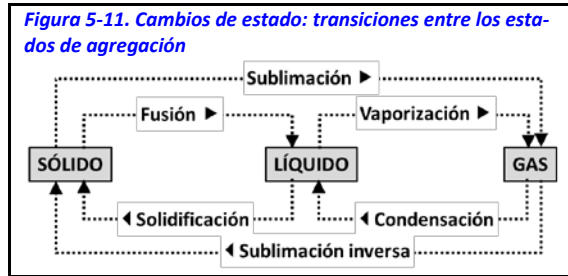
Tabla 5-6. Estados de agregación de la materia

	GAS	LIQUIDO	SOLIDO
<b>Fuerzas de unión</b>	Despreciables (frente a la agitación térmica)	Intermedias	Grandes
<b>Orden</b>	No, continuo movimiento al azar	Semiorden	Elevado
<b>Distancias</b>	Largas, desiguales	Cortas/medias, desiguales	Cortas, iguales
<b>Volumen</b>	Variable	Fijo	Fijo
<b>Fluidez</b>	Si	Si	Casi no
<b>Densidad</b>	Baja	Alta	Más alta
<b>Difusión</b>	Rápida	A través de otros líquidos	Muy lentamente, a través de otros sólidos
<b>Forma</b>	La del recipiente (lo llenan)	La del recipiente	Fija (casi)

<sup>9</sup> DLE: *denso, condensado, de textura apretada o poco porosa*

En el momento de la fusión el orden de los iones o moléculas que lo constituyen se rompe, pasando a un estado más desordenado.

La temperatura o el rango de temperaturas a que ocurre en una sustancia pura es siempre más alto y tiene una gama o franja más pequeña que el de una sustancia impura



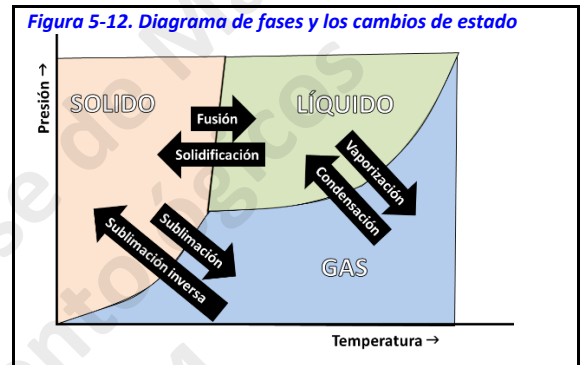
## 2 EVAPORACIÓN O VAPORIZACIÓN

La evaporación ocurre cuando la transferencia de energía en el seno de un líquido es tan alta que algunas de sus moléculas escapan del líquido y se añaden al vapor ambiente [69].

La energía que se transfiere desde el líquido al gas reduce la temperatura del líquido.

El ritmo de vaporización depende de:

- Concentración de la sustancia en el aire ambiente.
- Movimiento del aire ambiente. Si es grande, la concentración local de la sustancia que se evapora siempre es baja
- Fuerzas intermoleculares en el líquido
- Presión
- Área de la superficie del líquido en contacto con el aire
- Temperatura del líquido



## 6 PROPIEDADES Y CARACTERIZACIÓN DE LOS BM

En este capítulo se sigue, adaptada, la ordenación que se hace en [55], de acuerdo con la orientación de este manual. Los contenidos y los desarrollos se adaptan a las necesidades del curso, dirigido a estudiantes de BM del grado en Odontología.

Hay propiedades de los BM que no se tratarán aquí por ser más didáctico mencionarlas más adelante.

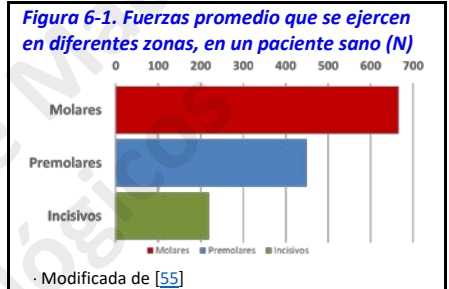
Generalmente los BM se dividen en cuatro grandes grupos, que aquí llamamos familias; tres grandes grupos muy identificables (metales, cerámicas, polímeros), y otra gran clase que agrupa los compuestos, una combinación de dos o tres de los anteriores, fabricado con un fin específico.

### A PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LA MASA DE LOS BM

El estudio de las propiedades mecánicas de los materiales es básico para comprender y predecir su comportamiento en uso. Aquí se exponen, y muy resumidamente, las principales propiedades.

#### I FUERZA

El concepto de fuerza se introduce para cuantificar la magnitud y la dirección de las interacciones de un objeto con su entorno [70]. Una fuerza es, clásicamente, todo agente capaz de modificar la cantidad de movimiento o la forma de los materiales, una magnitud física de carácter vectorial capaz de deformar un cuerpo (efecto estático), modificar su velocidad si estaba en movimiento o vencer su inercia y ponerlos en movimiento si estaban inmóviles (efecto dinámico).



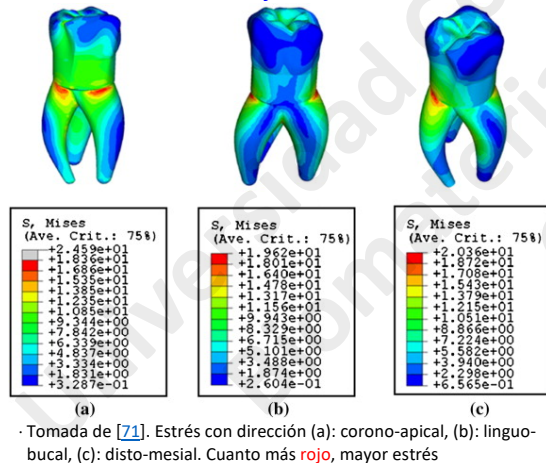
**Fórmula 6-1. La fuerza y sus unidades**

$$F = m \cdot a$$

$$1 \text{ Kg} \cdot \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 1 \text{ Newton (N)}$$

#### 1 LAS FUERZAS QUE SE EJERCEN EL SOBRE LOS BM Y LOS DIENTES

Figura 6-2. Visión de la distribución del estrés, mediante FEA, de un molar tras recibir un esfuerzo



En las diferentes zonas del arco dentario se ejercen múltiples fuerzas, cuya magnitud depende del paciente (sexo, edad, constitución) y de las circunstancias en que se produce el esfuerzo.

En la Figura 6-1 se muestran los valores promedio de la fuerza (en N) que ejerce un paciente sano, varón, en diferentes zonas de sus arcos dentarios [55].

#### 2 UNIDADES

Según la 2ª Ley de Newton, la fuerza es el producto de la masa (m) por la aceleración (a) [58]. Su unidad es el newton (N) (Fórmula 6-1)

#### II ESTRÉS O ESFUERZO

El estrés ( $\sigma$ ) se puede definir como el reflejo de las fuerzas internas que ejercen las partículas de un material, las unas contra las otras; también puede definirse como la fuerza, por unidad de superficie, en el entorno de un punto material, sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo. Su cálculo se ve en la Fórmula 6-2.

**Fórmula 6-2. El estrés (stress,  $\sigma$ ) y sus unidades**

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

$$1 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 1 \text{ Pascal (Pa)}$$

En este texto se utilizan indistintamente los términos estrés y esfuerzo.

En la realidad el estrés tiene siempre una distribución compleja en el sólido sometido a un esfuerzo, dependiendo de la morfología y homogeneidad del sólido y del modo de aplicación del esfuerzo (Figura 6-2).

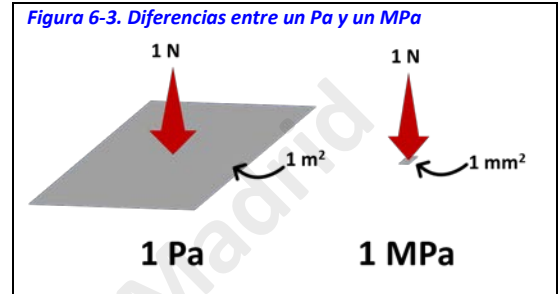
### A UNIDADES

Su unidad es el pascal (Pa), o  $N/m^2$  (Fórmula 6-2), igual que la presión. El Pa es una magnitud pequeña. El múltiplo más comúnmente utilizado es el megapascal (MPa), equivalente a  $10^6$  pascales (un millón de pascales) o, lo que es lo mismo, a  $1 N/mm^2$  (Figura 6-3) [58].

### 2 TIPOS BÁSICOS DE ESTRÉS

Hay que repetir que las distribuciones de los estreses en los sólidos son **siempre complejas**, pero pueden simplificarse en unos tipos básicos como en la Figura 6-4. Como puede comprenderse, estos tipos son ideales, pues en ningún sólido real es tan simple su aplicación.

Además, casi siempre los estreses **aparecen combinados**, nunca son simples; es típica la aparición simultánea de estreses de compresión y de tracción bajo un esfuerzo de flexión, en diferentes zonas del mismo sólido.

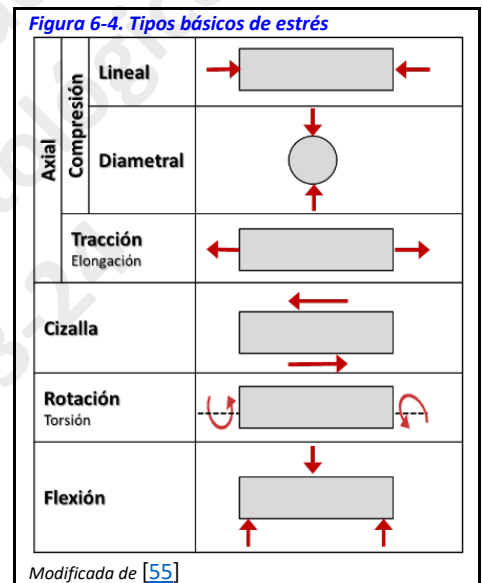


- **compresión lineal.** Fuerzas con la misma dirección y distinto sentido, que se aplican hacia el sólido, coaxiales a su eje central.
- **compresión diametral.** Fuerzas con la misma dirección y distinto sentido, que se aplican hacia el sólido, coaxiales a su diámetro.
- **tracción**, o elongación. Fuerzas con la misma dirección y distinto sentido, que se aplican hacia fuera del sólido, coaxiales a su eje central.
- **cizalla (shear) ( $\tau$ ).** Fuerzas con distinta dirección y distinto sentido, que se aplican hacia el sólido.
- **rotación o torsión.** Fuerzas de torsión con distinto sentido de giro, que se aplican coaxialmente al eje central del sólido.
- **flexión (bending).** Fuerzas complejas con distintas direcciones y sentidos, que se aplican en diferentes zonas del sólido.

## III LAS DEFORMACIONES

En este apartado se adelantan algunos conceptos sobre la deformación, que será más ampliamente tratada en el apartado sobre Las deformaciones.

Las deformaciones que un material puede sufrir, según sean o no cambios estables, pueden dividirse en elástica y plástica.



### 1 DEFORMACIÓN ELÁSTICA Y DEFORMACIÓN PLÁSTICA

La deformación **elástica** es recuperable. Las uniones intermoleculares o interatómicas no llegan a cambiar, o el cambio es imperceptible, y **reversible**. Cuando cesa el esfuerzo, el material recupera íntegramente su forma.

En cambio, si cuando cesa el esfuerzo el material no recupera su forma inicial, ha sufrido una deformación **plástica**. Las uniones intermoleculares o interatómicas cambian de posición y/o se rompen, produciéndose dislocaciones.

### 2 DEFORMACIÓN (STRAIN) UNITARIA, DE INGENIERÍA

Independientemente de la permanencia o no de la deformación (es decir, de si es plástica o elástica) al comparar materiales diferentes o muestras diferentes del mismo material es necesario utilizar una deformación relativa: **la deformación unitaria**.

La deformación unitaria (*strain*,  $\epsilon$ ) de los sólidos sometidos a esfuerzos de tracción se expresa como la deformación, o incremento de longitud ( $\Delta L$ ) debido al esfuerzo, relativo a la longitud inicial ( $L_0$ ) (Fórmula 6-3). Es, por tanto, una magnitud adimensional, pues es una relación entre magnitudes iguales

**Fórmula 6-3. La deformación unitaria (strain) y su adimensionalidad**

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

$\frac{m}{m} \Rightarrow$  adimensional

### 3 RELACIÓN ENTRE EL ESTRÉS Y LA DEFORMACIÓN UNITARIA: LEY DE HOOKE

Formulada por R. Hooke en latín: “*ut tensio, sic vis*” (como sea la extensión será la fuerza). El alargamiento unitario de un material elástico es directamente proporcional a la fuerza aplicada. La constante de proporcionalidad entre ambos (E, en la Fórmula 6-5) es el módulo de Young.

**Fórmula 6-4. El módulo de Young (E) y sus unidades**

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

$$\frac{\sigma}{\epsilon} \Rightarrow \frac{\frac{F}{L^2}}{\frac{L}{L}} \rightarrow \frac{F}{L^2}$$

### 4 EL MÓDULO DE YOUNG (E), O DE ELASTICIDAD

Es la constante de proporcionalidad entre el estrés y la deformación de un sólido, en su tramo de deformación elástica, un predictor básico del comportamiento de los materiales bajo esfuerzos, y depende principalmente de la composición, la estructura cristalográfica y la naturaleza de las uniones del BM [3]

**Fórmula 6-5. Ley de Hooke**

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

Observe que las unidades del Módulo E de Young son las mismas que las del estrés ( $\sigma$ ). Ello es debido a que dicho módulo se calcula dividiendo el estrés por el *strain*, que es adimensional

#### A UNIDADES

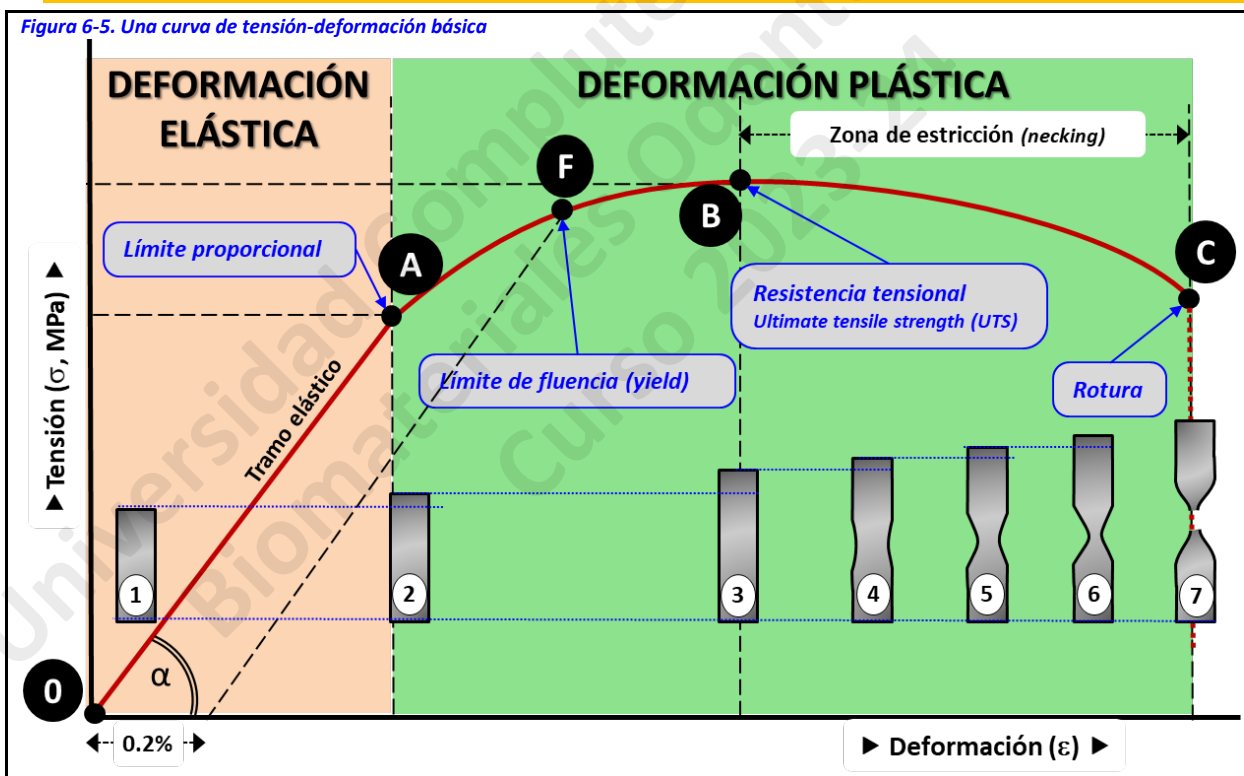
Las unidades del módulo de Young, o de elasticidad, son las mismas que las del estrés (F/L<sup>2</sup>, o Fuerza/Superficie, Fórmula 6-4).

#### B SIGNIFICADO

El significado del módulo de Young se verá cuando se trate el tramo elástico.

## IV ESTUDIO DEL ESTRÉS Y LA DEFORMACIÓN

Figura 6-5. Una curva de tensión-deformación básica



El comportamiento de los sólidos bajo esfuerzos es, probablemente, el principal predictor de su conducta una vez en uso. El estudio más común por la información que proporciona es el de los sólidos bajo estreses de tensión (ver **tracción**, o elongación).

### 1 LAS CURVAS DE TENSIÓN-DEFORMACIÓN

Se conocen como curvas de tensión-deformación a los gráficos en los que se muestra en el eje de abscisas la deformación unitaria ( $\epsilon$ ) y en el de ordenadas el estrés de tracción o de tensión ( $\sigma$ ) al que se le somete y que produce la deformación, por alargamiento, del sólido.

### Propiedades y caracterización de los BM

En este manual estudiaremos detalladamente una curva simple, ideal, que muestra los principales parámetros que se pueden deducir<sup>10</sup>.

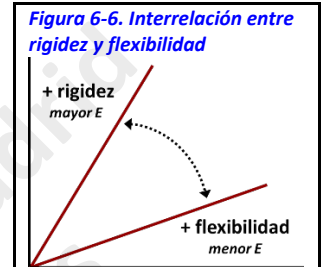
#### A TRAMOS DE LA CURVA TENSIÓN-DEFORMACIÓN

##### (1) TRAMO ELÁSTICO

Comprende la curva entre los puntos O, de reposo (probeta 1), y A (probeta 2) y es el tramo en el que el material tiene un comportamiento elástico, por lo que se rige por la Ley de Hooke: el estrés es linealmente proporcional a la deformación [55], y la deformación se recuperará si cesa el esfuerzo (*recuerde: la deformación es elástica*).

El ángulo  $\alpha$  que forman el tramo elástico (*recuerde: una recta, en este tramo*) y el eje de abscisas tiene una tangente que es, precisamente, el módulo de Young (E), pues dicha tangente se calcularía dividiendo el esfuerzo hasta A, por la deformación ( $\epsilon$ ) que se ha producido en el mismo período ( $\tan \alpha_{\text{tramo elástico}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = E$ ).

El valor de E es fundamental a la hora de establecer la rigidez (o su contraria, la elasticidad) de un material.



##### (2) LA RIGIDEZ Y LA FLEXIBILIDAD

Cuanto mayor sea  $\alpha$  (cuanto mayor sea la pendiente del tramo elástico), más esfuerzo se requerirá para deformar el material y, por tanto, más rígido (o menos flexible) será este (Figura 6-6)

La rigidez y la flexibilidad no son absolutas. Sería impropio calificar un material como rígido (o como flexible), sin establecer una comparación

##### (3) TRAMO DE DEFORMACIÓN UNIFORME

Es el tramo que comprende el inicio de la deformación plástica (tramo comprendido entre los puntos A y B), y contiene el punto de fluencia (*yield point*, F).

El límite de fluencia es aquél en el que, si se detiene el esfuerzo, el material recupera su longitud inicial con una deformación de hasta el 0.2%.

En este tramo los aumentos de magnitud de los esfuerzos se corresponden con aumentos de las deformaciones, pero ya no de manera proporcional, como en el tramo anterior.

No debe confundirse *uniforme* con constante. Termina en el punto B (probeta 3)

##### (4) TRAMO DE ESTRICCIÓN (NECKING)

Una vez sobrepasado el punto B hasta el punto C en la Figura 6-5, para algunos materiales comienza un período en el que la deformación sigue aumentando, pero el estrés disminuye, sorprendentemente, hasta la rotura (probeta 7).

Se debe al fenómeno del *necking* (*formación de un cuello*, en inglés) que experimentan estos materiales, debido a que se concentra una gran cantidad de esfuerzo en una pequeña parte del material [72], y esta zona sufre una distensión localizada que actúa, entonces, como *buffer* o amortiguador del estrés, registrándose una disminución de la lectura de este, mientras que el material se elonga y adelgaza (forma un cuello) rápidamente (probetas 4 a 6).

#### B LOS PUNTOS SIGNIFICATIVOS DE LA CURVA

##### (1) LÍMITE PROPORCIONAL

El valor máximo del estrés hasta el que este y la deformación son proporcionales [55, 73], el punto A en la Figura 6-5.

##### (2) LÍMITE ELÁSTICO

<sup>10</sup> El término anglosajón *strength* es polisémico en español: tiene varios significados. Tanto puede significar, en castellano, *fuerza* como *resistencia*, que son conceptos distintos en nuestro idioma. En el texto se ha traducido considerando esto.

### Propiedades y caracterización de los BM

La definición es la misma que para el límite proporcional, y en los materiales elásticos, coinciden. Si embargo, hay materiales (los materiales *superelásticos* o *pseudoplásticos*, que son una parte de las aleaciones con memoria de forma, *Shape Memory Alloys*, SMA, frecuentemente basadas en el uso del titanio) con comportamientos diferentes [74], cuyo estudio pormenorizado excede los propósitos de este manual. No se señala en la Figura 6-5

#### (3) LÍMITE O PUNTO DE FLUENCIA (YIELD)

Es el estrés bajo cuya acción el material comienza a comportarse plásticamente, y ya ha ocurrido una cantidad determinada de deformación plástica, que se define arbitrariamente como un porcentaje pequeño, que oscila entre el 0.1 y el 0.5% (0.2% en la Figura 6-5), en la que se identifica como el punto F

Evidentemente, es mayor que el límite proporcional puesto que ya ha ocurrido algo de deformación plástica (exactamente, el porcentaje mencionado antes).

Es importante constatar que, en este punto habrá algo de recuperación elástica si cesa la aplicación del estrés, pero no completa pues ya ha habido algo de deformación plástica.

#### (4) RESISTENCIA TENSIONAL MÁXIMA (ULTIMATE TENSILE STRENGTH, UTS)

En la Figura 6-5 se indica como el punto B, y es el estrés máximo que un material puede soportar antes de la fractura [75].

#### C RESISTENCIA A LA FRACTURA

Punto C en la Figura 6-5, que marca el momento de la rotura, generalmente catastrófica. Es importante ver que frecuentemente el valor del esfuerzo a que está sometido el material en este momento (C) es menor que el esfuerzo máximo que puede soportar (B). Esto se debe a la estricción (ver tramo de estricción (*necking*), más atrás).

#### D LAS ÁREAS BAJO LA CURVA

Las áreas bajo las curvas de tensión-deformación tienen un significado importante, pues representan varias cualidades básicas de los BM.

#### (1) RESILIENCIA

La resiliencia es la cantidad de energía, por unidad de volumen, que absorbe un material al deformarse elásticamente debido a una tensión aplicada; es la capacidad de absorber energía en el periodo elástico, por aumento reversible de los espacios interatómicos.

Puede entenderse, también, como la resistencia del material a alcanzar la deformación permanente [55].

Se calcula averiguando el área bajo la curva, en el tramo elástico (A, en rosa en la Figura 6-7). Para la comparación entre distintos BM se define el módulo de resiliencia, cuyas unidades son el  $J/m^3$  [76].

Las unidades de la resiliencia ( $J/m^3$ ) se deducen fácilmente de su cálculo (Fórmula 6-6), entendiendo las unidades de longitud (L) en m

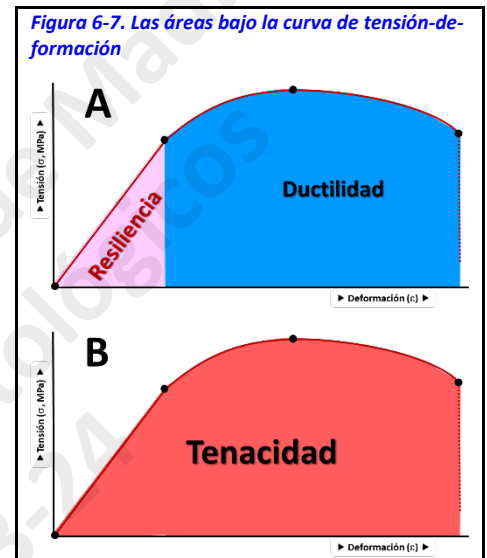
#### (2) DUCTILIDAD Y MALEABILIDAD

##### (A) DUCTILIDAD

La ductilidad es el grado de deformación plástica que puede ser soportada hasta la fractura, bajo esfuerzos de tracción. Se define como la posibilidad de alterar, de forma definitiva, la forma de un sólido, formando un alambre, normalmente por tracción (A, en azul en la Figura 6-7).

##### (B) MALEABILIDAD

La maleabilidad es el grado de deformación plástica que puede ser soportada hasta la fractura, bajo esfuerzos de compresión. Se define como la posibilidad de deformar un material (normalmente, metálico) para hacer láminas finas, sin que se deforme o agriete (A, en azul en la Figura 6-7).



#### Fórmula 6-6. Cálculo de la resiliencia

$$\text{Área bajo la curva} = \frac{\epsilon \times \sigma}{2}$$
$$\text{Unidades: } \frac{\Delta L}{L} \times \frac{N}{L^2} \rightarrow \frac{N \times L}{L^3} = \frac{J}{L^3}$$

## Propiedades y caracterización de los BM

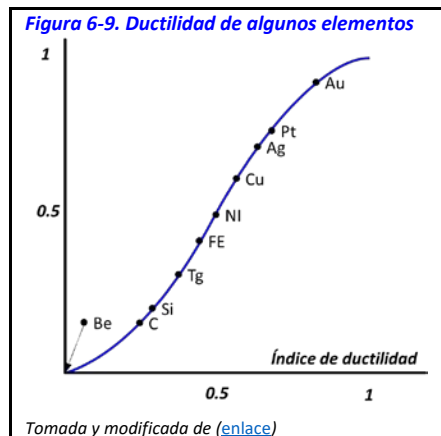
En la Figura 6-7 se representa la ductilidad, puesto que es una curva (imaginaria) de tensión-deformación, no de compresión-deformación (lo que permitiría representar la maleabilidad).

Un material que tiene baja ductilidad (o maleabilidad) será un material frágil: se romperá con escasa deformación plástica.

Siendo un área bajo la curva (como la resiliencia), su unidad es el J/m<sup>3</sup>.

### (C) TENACIDAD (TOUGHNESS)

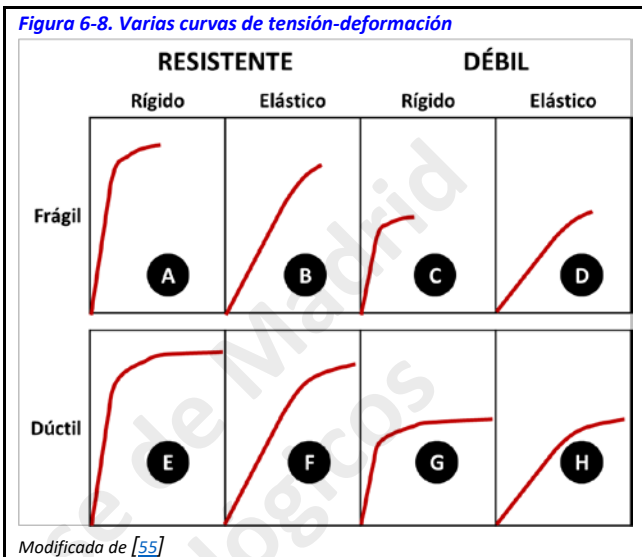
La tenacidad (*toughness*<sup>11</sup>, en inglés), es la capacidad total de un sólido de absorber energía sin fracturarse o, lo que es lo mismo, la energía total (elástica y plástica) que absorbe un material antes de alcanzar la rotura, por acumulación de dislocaciones (B, en la Figura 6-7). Es, por tanto, una medida de la cohesión interna de dicho material.



gía total (elástica y plástica) que absorbe un material antes de alcanzar la rotura, por acumulación de dislocaciones (B, en la Figura 6-7). Es, por tanto, una medida de la cohesión interna de dicho material.

Puede entenderse, también, como una medida de la energía necesaria para propagar imperfecciones críticas dentro de la estructura.

Al ser un área bajo la curva sus unidades son, evidentemente, las mismas que las de la resiliencia y la ductilidad.



## 2 LA INTERPRETACIÓN DE LAS DIFERENTES CURVAS Y DE LAS DIFERENCIAS ENTRE MATERIALES

Las propiedades de los materiales (UTS, la rigidez/flexibilidad, o la fragilidad/ductilidad) suelen combinarse, existiendo materiales (representados todos en la Figura 6-8) relativamente **RESISTENTES** y **rígidos** y frágiles (A) o dúctiles (E), **elásticos frágiles** (B) o dúctiles (F), o relativamente **DÉBILES** y **rígidos** y frágiles (C) o dúctiles (G) y **elásticos y frágiles** (D) o dúctiles (H).

## V DENSIDAD

### 1 DENSIDAD ABSOLUTA (O REAL)

La densidad ( $\rho$ ) es la cantidad de masa, por unidad de volumen de un material [58, 77] (Fórmula 6-7). Es una propiedad característica, que permite diferenciar sustancias entre sí.

### 2 DENSIDAD RELATIVA O APARENTE

La densidad relativa, o aparente, es la relación entre la densidad de una sustancia y otra densidad, de referencia, que es, habitualmente, la del agua líquida a 1 atm de presión y a 4°C.

En esas condiciones, la densidad **absoluta** del agua es de 1000 kg/m<sup>3</sup>, es decir, 1 kg/L.

La densidad relativa es adimensional (es una relación entre densidades).

## VI VISCOSIDAD Y VISCOELASTICIDAD (O ANELASTICIDAD)

La viscosidad ( $\eta$ ) es la resistencia de un fluido a fluir, su resistencia a las deformaciones por extensión o por cizalla. Es inversa de la fluidez.

**Fórmula 6-7. La densidad y sus unidades**

$$\rho = \frac{m}{V}$$

$$\frac{Kg}{m^3}$$

**Fórmula 6-8. La viscosidad y sus unidades**

$$\eta = \frac{\tau}{d\varepsilon/dt}$$

$$1 \text{ poise} = 0.1 \cdot \frac{Pa}{adimensional/s} = 0.1 Pa \cdot s$$

<sup>11</sup> Nuevamente, un término polisémico. Toughness puede traducirse como **dureza**, **tenacidad** o **resistencia**. En esta ocasión se emplea la acepción de **tenacidad**, pero en otros lugares de este manual se empleará como **resistencia**.

## Propiedades y caracterización de los BM

Otra manera de verla es considerarla como la resistencia interna al flujo, y resulta de la fricción interna entre las capas del fluido, debida fundamentalmente a la naturaleza y la fortaleza de las uniones intermoleculares [3, 54].

Cuanto mayor tamaño y superficie tengan las moléculas que forman el líquido mayor será la viscosidad, debido a la mayor importancia de

**Figura 6-10. Fluidos no newtonianos**

		ESTRÉS DE CIZALLA ( $\tau$ )	
		Variable	Constante
VISCOSIDAD ( $\eta$ )	Aumenta	<b>Dilatante</b>  Sistemas de control de tracción Armaduras	<b>Reopéc-tico</b>  Lubricantes Tintas de impresora Yesos
	Disminuye	<b>Pseudoplás-tico</b>  Pastas de dientes Ketchup Pinturas Laca de uñas	<b>Tixotró-pico</b>  Fluido sinovial Substancia fundamental

las fuerzas de dispersión en él.

La viscosidad se define como la relación entre el estrés de cizalla (**cizalla** (*shear*) ( $\tau$ )) y el ritmo de la deformación  $\left[ \frac{d\varepsilon}{dt} \right]$ , y disminuye cuando aumenta la temperatura [54] debido a la mayor energía cinética de las moléculas, lo que les facilita superar las atracciones intermoleculares.

Siguiendo a [55], el ritmo al que se aplica el estrés tiene que ver con la respuesta de algunos materiales.

En este sentido pueden diferenciarse varios tipos de comportamiento de diferentes materiales bajo estrés (Figura 6-10):

### 1 ELÁSTICO

La deformación es proporcional al esfuerzo (Ley de Hooke) e inmediata. A los sólidos de este tipo se les llama elásticos, o de Hooke, y a los fluidos, Newtonianos [3], y su viscosidad no cambia con el ritmo de aplicación esfuerzo.

### 2 VISCOSO

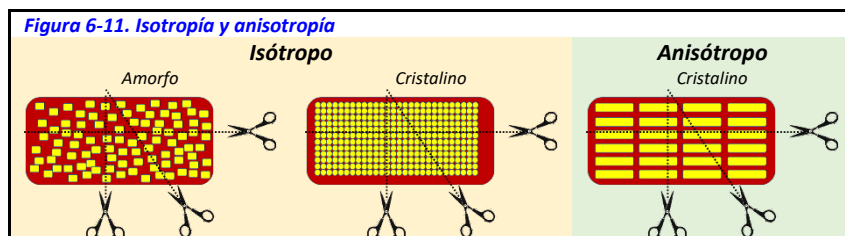
Hay una demora de la respuesta (la deformación no sigue inmediatamente al esfuerzo, sino que hay un retardo). Hay una relación directa entre el esfuerzo y la velocidad de deformación. Un material estresado infinitamente rápido [ $dt \rightarrow 0$ ] resultaría en un estrés infinito, mientras que un material estresado infinitamente despacio [ $dt \rightarrow \infty$ ] resultaría en un estrés cero [55].

### 3 VISCOELÁSTICO

Una combinación de los anteriores. Son esencialmente sólidos elásticos en los que la deformación no se produce instantáneamente al aplicar el esfuerzo ni se recupera instantáneamente al suprimirlo

## VII ISOTROPÍA Y ANISOTROPÍA

La isotropía es la uniformidad en todas direcciones [78].



En la ciencia de los materiales es la cualidad de que ciertas magnitudes vectoriales medibles dan resultados idénticos con independencia de la dirección escogida para la medida (Figura 6-11). Su contrario es la anisotropía.

La isotropía es una característica más común en los materiales sin ningún orden (amorfos) o con un orden extremado (algunos cristalinos). La anisotropía es común en los materiales altamente ordenados (algunos cristalinos).

### VIII ABSORCIÓN

Una sustancia absorbida difunde dentro del sólido que la absorbe [55], a diferencia del proceso de adsorción, en el que los átomos, iones o moléculas permanecen en la superficie del material adsorbente.

La matriz de los polímeros tiende a absorber agua, que actúa entonces como plastificante, disminuyendo la temperatura de transición vítrea, lo que reduce la rigidez. Además, esta absorción acuosa causa hinchazón del polímero [5].

### IX LIXIVIACIÓN (LEACHING)

Es el proceso por el que un soluto se libera o *desengancha* del medio en el que está (normalmente, un sólido) por un solvente [79].

## B PROPIEDADES DE LAS SUPERFICIES DE LOS BM

### I EL CONCEPTO DE FASE Y DE INTERFASE

#### 1 FASE

Una fase puede definirse de varias formas:

una región del espacio, ocupada por materia, en un estado determinado (sólido, líquido,...), o...

cada una de las partes macroscópicas, de composición química y propiedades físicas homogéneas, que forman un sistema

Obsérvese que son dos definiciones aparentemente contradictorias. La primera se refiere a una región que contiene materia en un estado determinado (sólido, etc.), y esta región puede contener partes con composiciones químicas diferentes (fases diferentes, según la segunda definición). Esto será importante en el estudio de las aleaciones

#### 2 INTERFASE

Así, una interfase puede definirse como el espacio (real, o virtual) que separa (o une, según sea el caso) entre sí dos fases [80], sea cual sea la definición de fase que contemplemos (ver más arriba).

Las interfases no son, propiamente, propiedades de las superficies de los BM, pero su concepto es capital para entender algunas (tensión superficial, capilaridad, mojabilidad,...).

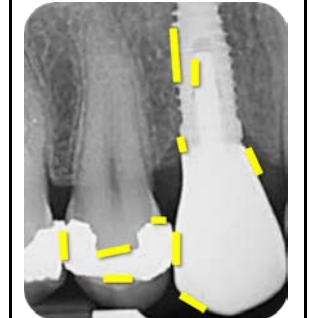
#### A LOS BM EN ODONTOLÓGIA COMO LA CIENCIA DE LAS INTERFASES

La ciencia de los BM en odontología es, en gran medida, la ciencia de las interfases [9]. En la Figura 6-12 se han señalado en amarillo diversas interfases, de un implante con el hueso, con el tornillo o con el fluido crevicular, de la cerámica con el fluido crevicular, con una restauración metálica y con el ambiente (aire, saliva), de una restauración metálica con dentina, con esmalte, con el ambiente o con otra restauración metálica adyacente.

#### B DIMENSIÓN DE LA INTERFASE CON EL MEDIO

La dimensión del área de contacto de unos materiales (o fases) en relación con otros con los que interacciona es clave.

Figura 6-12: Diversas interfases, indicadas en una radiografía



### II SOLUBILIDAD

Es la propiedad de una sustancia sólida, líquida o gaseosa (soluto) de disolverse en otra sustancia (solvente), que puede ser también sólida, líquida o gaseosa [81].

La capacidad de hacerlo depende fundamentalmente de la temperatura y de las características físicas y químicas del soluto y del solvente.

Entre estas características físicas más importantes está el área de contacto entre el soluto y el solvente (la dimensión de la interfase entre ellos).

Si el soluto es un polvo, se mide mediante la granulometría, que es el estudio de la distribución estadística de los tamaños de una colección de elementos de un material sólido fraccionado o de un líquido multifásico [82] (Figura 6-13). Modula la velocidad de las reacciones.

## Propiedades y caracterización de los BM

El proceso de disolución será tanto más fácil cuanto mayor sean

- el desprendimiento de calor
- Un aumento de  $t^{\circ}$  favorece la solubilidad si el proceso es endotérmico, pero la dificulta si es exotérmico
- el aumento del desorden

La velocidad de disolución de un sólido aumenta si se muelen los cristales grandes, se agita la disolución o se aumenta la temperatura

Dependiendo de la cantidad de soluto disuelta en el solvente, pueden existir soluciones...

- **Insaturadas:** la cantidad de soluto es menor que la máxima posible
- **Saturadas:** se ha disuelto (establemente) la máxima cantidad de soluto en el disolvente
- **Sobresaturadas:** la cantidad de soluto es mayor que la máxima posible

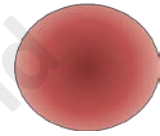
**Figura 6-13. Diferencias entre las dimensiones de la interfase**

Volumen de ambos  $\approx 523 \text{ mm}^3$



$$r = 1.98 \text{ mm}$$

$$\text{área de interfase} = 791.4 \text{ mm}^2$$



$$r = 5 \text{ mm}$$

$$\text{área de interfase} = 314.2 \text{ mm}^2$$

Las representaciones no están a escala

### III DUREZA

Es una propiedad comparativa [59], y se define como la capacidad para resistir localmente la deformación plástica, la penetración, la indentación, la abrasión o el rayado [55, 83].

Es comparativa puesto que es una característica de un material, cuando interacciona con otro.

Las propiedades comparativas no pueden ser referidas absolutamente. Siempre debe hacerse en relación a algo

Es una propiedad muy compleja de interpretar, pues depende de la ductilidad, la rigidez, la plasticidad, la deformación, la resistencia a la fractura, la viscoelasticidad y la viscosidad locales [83]: no es un concepto simple, pero es básico en odontología, pues es crítico en el desgaste, el pulido o el corte (Figura 6-14).

**Figura 6-15. Sistemas de medición de la dureza mediante indentación**

	Método	Resultado	Forma del indentador
	Brinell	Brinell hardness number (BHN)	
	Rockwell	Rockwell hardness number (RHN)	
Microdureza (1 a 1.000 gr), y Nano-dureza	Vickers	Vickers hardness number (VHN) Vickers pyramidal number (VPN) Diamond pyramidal number (DPN)	
	Knoop	Knoop hardness number (KHN)	

Los materiales covalentes suelen ser los más duros (diamante, SiC) [3]

Hay muchos sistemas de medir la dureza (Figura 6-14). Los principales son:

### IV RAYADO

Mediante la fricción con un objeto puntia-

**Figura 6-14. Comparación de la dureza Knoop de diferentes materiales**

Material	KHN (Kg/mm <sup>2</sup> )
Esmalte	343
Dentina	68
Cemento	40
PPR Co-Cr	391
Acrílico de dentadura	21
Porcelana feldespática	460
Abrasivo C-Si	2.480
Cemento de Fosfato de Zn	38

gudo. La escala más común es la de Mohs.

### V INDENTACIÓN

Mediante la medición de la huella que deja un indentador, de diferentes formas, en el material.

Los métodos más usados son Brinell, Rockwell, Vickers y Knoop (estos dos últimos son microtests, pues permiten la medición de muestras o zonas pequeñas).

### VI RUGOSIDAD

La rugosidad traduce las irregularidades existentes en una superficie, su textura. Por ello no es, estrictamente, una propiedad de las superficies de los BM; se incluye aquí por la importancia que tiene para la asimilación de conceptos posteriores (fricción, tensión superficial,...).

Su cuantificación más básica se hace promediando las discrepancias entre la superficie real y la ideal. El principal parámetro de medición es la rugosidad media aritmética ( $R_a$ , Fórmula 6-9).

### Propiedades y caracterización de los BM

Es un muy buen predictor de como el BM en cuestión se relacionará con su entorno: cómo serán por ejemplo su mojabilidad, desgaste, fricción, cualidades ópticas, capacidad de integrarse con los tejidos o su resistencia a la fractura.

Las superficies rugosas...

- se desgastan más fácilmente
- tienen mayores coeficientes de fricción
- facilitan la adhesión de placa bacteriana y microorganismos
- tienen una apariencia mate
- se tiñen con más facilidad, por incorporación o retención de sustancias coloreadas

**Fórmula 6-9. Principal parámetro de la rugosidad:  $R_a$  (rugosidad media aritmética)**

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i|$$

$y_i$ : diferencias entre las alturas y profundidades de los picos y los valles a la media,  $n$ : nº de picos y valles

$$\frac{y_i}{n} = \frac{m}{\text{adimensional}} \rightarrow m \text{ (longitud)}$$

### VII FRICCIÓN

La fricción estática es, entre dos cuerpos en contacto, una fuerza restrictiva del movimiento, que resulta de las interacciones y de la formación de uniones entre las moléculas de ambos [55].

Como las superficies de ambos sólidos son imperfectas -rugosas- debido a las inevitables micro- y macrorugosidades, el área de contacto entre ellos es pequeña, por lo que el estrés en la interfase es alto, lo que explica por qué las superficies rugosas tienden a desgastarse más rápidamente.

**Fórmula 6-10. Coeficientes de fricción estático ( $\mu_e$ ) y dinámico ( $\mu_d$ )**

$$\mu_e = \frac{F_e}{N} > \mu_d = \frac{F_d}{N}$$

$N$ : fuerza normal al plano de deslizamiento;  $F_e$ : fuerza estática de fricción;  $F_d$ : fuerza dinámica de fricción

$$\frac{N}{N} \rightarrow \text{adimensional}$$

El coeficiente de fricción ( $\mu$ ) es una magnitud relativa, adimensional, que depende de las características y el estado de las superficies -especialmente la rugosidad- de los cuerpos que friccionan (Fórmula 6-10).

La fricción es importante en los BM odontológicos por ejemplo en los movimientos deslizantes de los alambres en ortodoncia o en los contactos entre BM entre ellos [85], de ellos con los dientes [86], de los dientes entre sí durante la oclusión [87, 88], o de los BM y los dientes con los alimentos.

No merecen igual consideración la fricción estática (sin movimiento, que debe superarse para comenzar el movimiento), que la dinámica, cuando ya ocurre un movimiento.

### VIII ADSORCIÓN

La adsorción (remarco: con d) es un fenómeno de superficie que consiste en la transferencia de átomos, iones o moléculas desde la masa de un fluido a la superficie de un sólido [89, 90], sobre el que crean una película.

Normalmente el proceso es reversible, y se rige por un equilibrio entre la cantidad de moléculas del fluido que están incorporadas a la superficie del sólido y su concentración en el líquido.

Se produce porque los átomos superficiales del sólido no están rodeados de otros átomos, por lo que pueden atraer otros átomos, iones o moléculas desde el líquido.

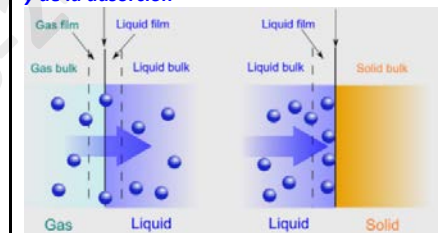
La capacidad de un sólido de adsorber, y de un líquido de ser adsorbido, es crítica en los procesos de mojado.

### IX TENSIÓN SUPERFICIAL Y ENERGÍA SUPERFICIAL

Ambas (la tensión y la energía superficiales) son el reflejo de lo mismo: el trabajo necesario para crear una nueva superficie en un líquido (tensión superficial) o en un sólido (energía superficial).

Si suponemos la superficie de un líquido (izda., en la Figura 6-17) y de un sólido (dcha. en la Figura 6-17) podemos ver que las atracciones y repulsiones entre las diferentes moléculas no son iguales en el seno que en las superficies de ambos: las fuerzas cohesivas en el seno de ambos atraen a todas las moléculas de la masa (líquida o sólida) de igual manera, pero en las superficies la atracción neta es hacia el interior.

**Figura 6-16. Representaciones de la absorción y de la adsorción**



Modificada de [84]. **ABSORCIÓN** (izda) de un gas en un líquido y **ADSORCIÓN** (dcha) de un líquido en un sólido. Las esferas representan moléculas de soluto

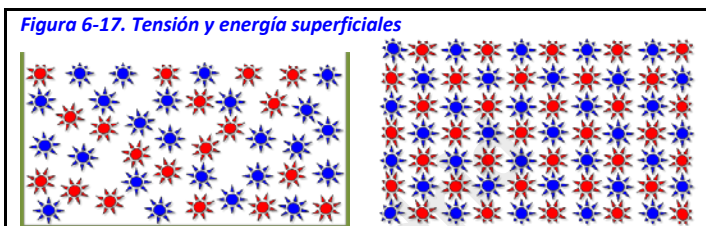
## Propiedades y caracterización de los BM

Ambas (la tensión y la energía superficiales) son buenos predictores del comportamiento de los líquidos frente a los sólidos (por ejemplo, en el mojado de un sólido por un líquido).

Los sustratos (sólidos) con alta energía superficial son más susceptibles al mojado que los de baja energía, y el mojado será mejor cuanto mayor sea la diferencia entre la energía superficial del sólido y la tensión superficial del líquido [91] (ver Fórmula 6-11).

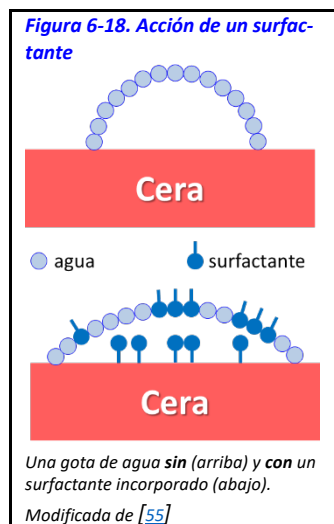
### 1 LA TENSIÓN SUPERFICIAL

Es el concepto correspondiente, en los líquidos, a la energía superficial de los sólidos.



La tensión superficial ( $\gamma_s$ ) es la tendencia de los líquidos a disponerse de manera que ofrezcan la menor superficie posible al entorno [92]; visto de otra manera, mide el trabajo que debe realizarse para llevar, desde el interior del líquido hasta la superficie, moléculas suficientes para crear una nueva unidad de superficie (para aumentar el área), y es dependiente de la temperatura.

Sus unidades son de fuerza/longitud (N/m [57], o dinas/cm [55])



La tensión superficial depende de las propiedades intrínsecas del fluido (composición, temperatura) y no de la geometría. Decrece con el aumento de la temperatura (hay mayor movilidad molecular) y con la presencia de impurezas o surfactantes.

### A DETERGENTES Y SUSTANCIAS TENSOACTIVAS O SURFACTANTES

Se concentran en la superficie de los líquidos en los que se alojan, desplazando de ella a las moléculas del líquido o interponiéndose, disminuyendo la atracción (la cohesión) entre ellas y, por tanto, la tensión superficial (obsérvese que, en la Figura 6-18, cómo el área de la gota de agua con surfactantes es mayor, al ser menor su tensión superficial).

Son anfífilicos: tienen una parte hidrófila y otra hidrófoba: son solubles en solventes orgánicos y agua.

Se adsorben en la interfase, y se orientan: la zona hidrófoba sobresale del nivel del agua, al aire, o se juntan con las partes hidrófobas de otras moléculas, formando burbujas (micelas).

Se usan como detergentes, pinturas, adhesivos, tintas, revestimientos (esquíes, parabrisas), laxantes, jabones, acondicionadores de cabello, espermicidas, espumantes, ...

### B MOJABILIDAD O HUMECTABILIDAD

Puede entenderse el mojado como la interacción de los fluidos con las superficies de los sólidos [94], o como la medida de la posibilidad de un contacto íntimo el líquido y el sólido [3].

Para superficies lisas en los sólidos, la ecuación de Young (Fórmula 6-11) relaciona las tensiones superficiales ( $\gamma$ ) de las tres fases presentes (Sólido, Líquido y otro Fluido) [95] y permite anticipar así el ángulo de contacto ( $\theta$ ).

La mojabilidad es crítica en odontología pues es clave, por ejemplo, en la microadhesión, el sellado, la formación de la placa dental y de la caries, la impresión, el vaciado o el colado.

La mojabilidad entre un sólido y un líquido en un ambiente dado es relativa (como, por ejemplo, era la dureza): depende del estado (temperatura fundamentalmente) de los tres y de sus condiciones (sobre todo: la rugosidad de la superficie del sólido)

### Fórmula 6-11. Ecuación o relación de Young

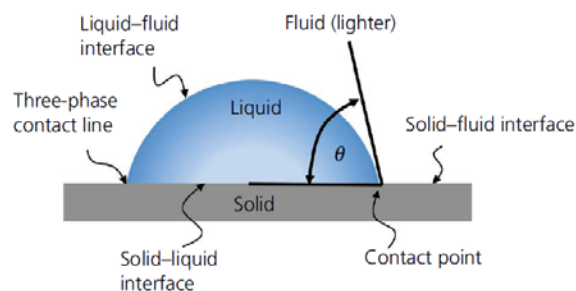


Imagen tomado de [93]

$\gamma_{SF} - \gamma_{SL} = \gamma_{LF} \cdot \cos\theta$ , donde  
 $\gamma$ : tensión superficial de las interfases entre...  
 S: Sólido  
 F: Fluido (el aire, en este caso)  
 L: líquido

#### C ÁNGULO DE CONTACTO

El ángulo de contacto ( $\theta$ ) es el ángulo comprendido entre un plano tangente a la superficie del líquido y otro plano tangente a la superficie del sólido, coincidentes en el punto de contacto del líquido con el sólido ( $\theta$  en la Fórmula 6-11).

El ángulo de contacto se utiliza como la medida principal de la mojabilidad [3] mutua de un sólido por un líquido y refleja la capacidad del líquido de extenderse en la superficie del sólido. Un ángulo de  $0^\circ$  indica mojabilidad perfecta, y uno de  $180^\circ$ , imposible.

A mayor ángulo de contacto, menor mojabilidad de ese sólido por ese líquido, en esas condiciones.

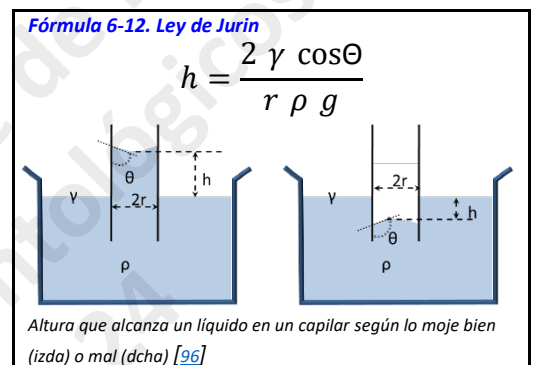
#### D CAPILARIDAD

Es otra manifestación de la tensión superficial: la propiedad de un sólido por la que la superficie libre de un líquido puesto en contacto con él sube o baja, según que el líquido lo moje o no.

La ley de Jurin permite calcular la altura ( $h$ ), en descenso o ascenso, que alcanza un líquido en un capilar. Depende de la tensión superficial del líquido ( $\gamma$ ) y de su densidad ( $\rho$ ), de su ángulo de contacto ( $\theta$ ) con el sólido, del radio ( $r$ ) del túbulo, y de la aceleración ( $g$ ) de la gravedad, según se muestra en la Fórmula 6-12.

Puede verse que, a mayor tensión superficial ( $\gamma$ ) o menor ángulo de contacto ( $\theta$ ) que se forme con el sólido (más lo moje), mayor altura alcanzará el líquido. Por el contrario, a mayor radio del capilar ( $r$ ), mayor densidad del líquido ( $\rho$ ), o mayor sea  $g$  en el entorno, menor altura alcanzará.

El concepto de capilaridad es básico, nuevamente, para entender algunos procesos de mojado: los selladores de surcos y fisuras, la microadhesión, la eliminación de la placa mediante el cepillado, etc.



## 2 LA ENERGÍA SUPERFICIAL

Es el concepto correspondiente, en los sólidos, a la tensión superficial de los líquidos. Su medición es más problemática que en los líquidos [97].

Cortar un sólido en partes (crear nuevas superficies) incrementa la energía superficial.

Será clave en el momento de buscar la adhesión.

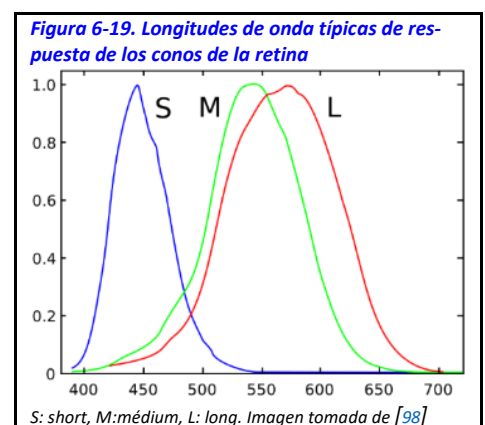
### X PROPIEDADES ÓPTICAS

#### 1 COLOR, SU PERCEPCIÓN Y SUS PARTES. LOS ESPACIOS DE COLOR

La comprensión de la percepción del color, de sus tipos, su medición y transmisión o de la importancia de las fuentes de iluminación excede con mucho el alcance de este manual. Aquí se proporcionan, por tanto, indicaciones muy básicas y fuentes de información adicionales.

El color es una sensación creada en respuesta a la excitación por la luz, una radiación electromagnética, de nuestros receptores del sistema de visión [1, 99]. Así, la percepción visual se genera en el cerebro al interpretarse las señales nerviosas recibidas desde los fotorreceptores en la retina.

En la retina hay dos tipos de fotorreceptores: los conos y los bastones. La mayoría son bastones repartidos por toda la periferia, mientras que la minoría, los conos, se concentran en la fovea, y son la clave de la agudeza visual.



## 2 LA PERCEPCIÓN VISUAL

La percepción de los grises y de los colores

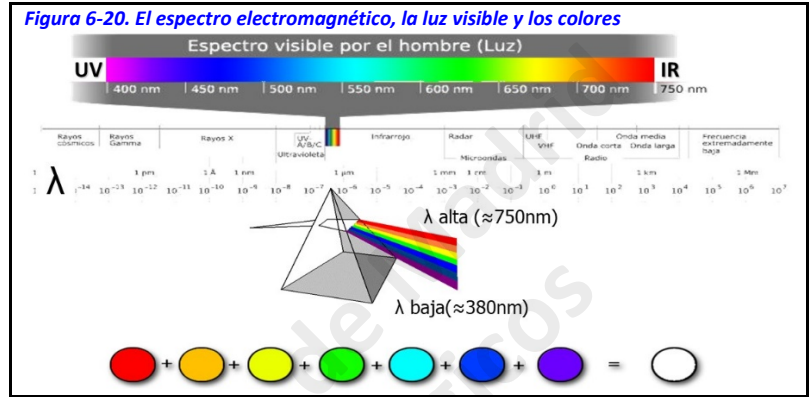
Los bastones y los conos tienen una sensibilidad a la luz distinta, y son complementarios.

## Propiedades y caracterización de los BM

Los **BASTONES** son capaces de responder a la llegada de un único fotón a su membrana, pero se adaptan enseguida cuando la intensidad de la luz sube un poco y dejan inmediatamente de responder: nos capacitan para ver razonablemente bien en penumbra, en escala de grises y cuando no hay color, pero son inútiles en visión diurna.

Los **CONOS**, en cambio, requieren de un flujo luminoso mucho mayor: para activarse necesitan que miles de fotones lleguen simultáneamente. Existen tres tipos diferentes según su preferencia por distintas longitudes de onda que se corresponden aproximadamente con los colores rojo, verde y azul [1]. Por tanto la gama de colores que somos capaces de percibir se construye combinando distintas proporciones de las señales procedentes de estos tres tipos de cono [100].

Los conos se denominan también como S, M o L, por la longitud de onda preferente que perciben. Se corresponden con los colores azul, verde y rojo (por ese orden). Todos ellos son sensibles a un rango amplio de longitudes de onda [101], siendo el rango muy parecido para lo M y L. (Figura 6-19).



### 3 LA PERCEPCIÓN DE LOS BORDES

Lo que la retina transmite al cerebro no son reproducciones fidedignas, sino un tipo de información transformada para resaltar los bordes [100] o límites de los objetos.

### 4 LA FORMACIÓN DE LOS COLORES

#### A LOS ESPACIOS DE COLOR BÁSICOS

Los espacios de color se definen arbitrariamente para poder asignarles coordenadas y organizarlos [98]

#### (1) ESPACIO DE COLOR RGB. LAS MEZCLAS ADITIVAS

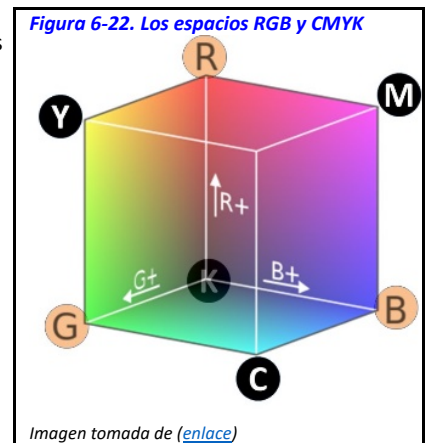
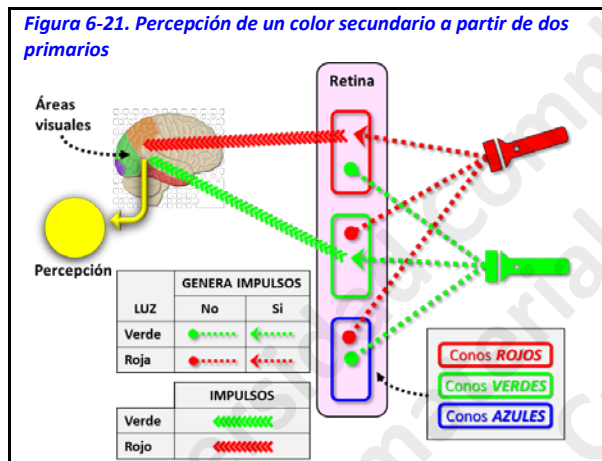
Es un espacio adaptado a la tricromía perceptiva humana (rojo, verde, azul)

Es la manera como se forman las imágenes que percibimos al impresionarse la retina por luz de diferentes longitudes de onda. La suma de los impulsos

que transmiten los conos retinianos, que transmiten una señal roja, verde o azul (Red, Green Blue: los colores primarios), se interpreta por el cerebro en función de la cantidad de cada uno de ellos (Figura 6-21).

Este es el mecanismo de la formación de colores a partir de fuentes luminosas o iluminadas, como las pantallas o los objetos que reflejan o emiten luz (Figura 6-25). En este espacio los valores de los colores primarios van del 0 al 255 (Tabla 6-1)

En la Figura 6-23 se representa el resultado de la iluminación de un ojo por tres fuentes de luz (roja, azul y verde, los colores primarios), parcialmente superpuestas, y las percepciones que se producen.



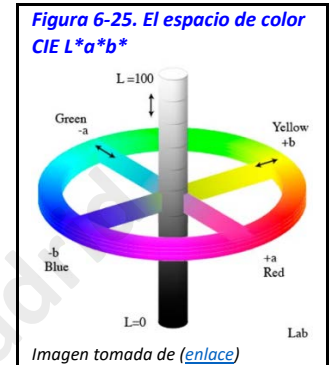
#### (2) EL ESPACIO DE COLOR CMYK. LAS MEZCLAS SUSTRATIVAS

## Propiedades y caracterización de los BM

Es cómo se generan los colores cuando son tamizados por filtros interpuestos, de algún tipo, que absorben (sustraen) ciertas longitudes de onda, dejando pasar otras, que son las que percibimos.

Se refiere a los colores típicos el proceso de impresión: **Cian**, **Magenta**, amarillo (**Yellow**) y negro (**Key**). Los valores de los colores primarios de este sistema van del 0 al 100 (Tabla 6-1).

El sistema es inverso al RGB: los colores primarios del espacio CMYK producen, al mezclarse, los colores primarios del espacio RGB Tabla 6-1. Así, un filtro magenta bloquea el verde, uno cian bloquea el rojo y uno amarillo bloquea el azul. Uno negro bloquea todos.



Por ejemplo, un filtro amarillo (Figura 6-26) situado en la trayectoria de una luz blanca absorberá las longitudes de onda del espectro azul, bloqueándolas, con lo que el resto de las longitudes de onda (rojo, verde) que sí alcanzan la retina, generarán, al combinarse, la percepción de color amarillo.

### (3) EL ESPACIO DE MUNSELL

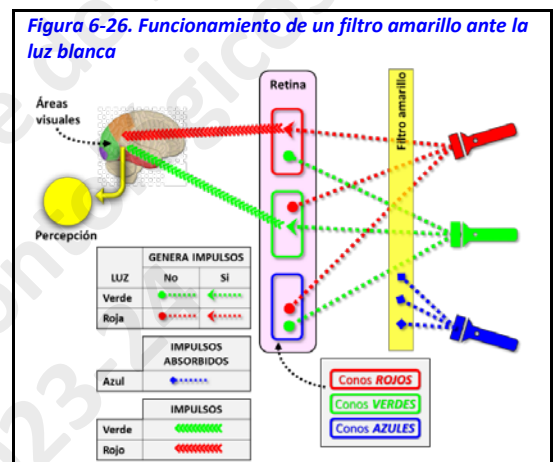
Ver Las dimensiones de

los colores en el espacio de color de Munsell, en la pág. 36

### (4) EL ESPACIO CIELAB (CIE L\*A\*B\*)

Definido por la Commission Internationale de l'Eclairage [102], expresa el color en tres valores: luminosidad ( $L^*$ ), del negro (0) al blanco (100),  $a^*$ , del verde (-) al rojo (+), y  $b^*$ , del azul (-) al amarillo (+).

Se configura así un espacio tridimensional (Figura 6-24) que permite identificar colores mediante sus coordenadas en los tres ejes, y expresar las diferencias entre dos colores mediante una fórmula sencilla. Dados dos colores cualesquiera ( $L^*_1, a^*_1, b^*_1$  y  $L^*_2, a^*_2, b^*_2$ ), la diferencia -distancia- entre ellos ( $\Delta E^*_{ab}$ ) será fácil de calcular (Fórmula 6-13).



## B EL COLOR DE LOS DIENTES

En general, el color de un diente está determinado por cómo la luz se dispersa y absorbe en la superficie y en los tejidos de su interior [103]. Cada paciente tiene un color general de sus dientes, propio; los diferentes dientes tienen diferentes colores, según las zonas (incisal u oclusal, central, gingival, interproximal, Figura 6-27).



Además, el color de cada diente varía con los hábitos (dieta, tabaco, alcohol, etc.), y los colores generales de los dientes varían, para cada individuo, según la zona (anterior, posterior) y la arcada [103].

### (A) LAS DIMENSIONES DE LOS COLORES EN EL ESPACIO DE COLOR DE MUNSELL

El espacio de color o árbol de Munsell [104-106] define los colores atendiendo a tres propiedades, generándose el espacio HSB (Hue, Saturation, Brightness) [1]

#### I. TONO O MATIZ (HUE)

Distingue una familia de color de otra. Es resultado de la longitud de onda del estímulo (la luz). Se organizan en los 360° de un círculo. Cada 120 grados se representan los colores primarios (RGB), y en los intermedios están los secundarios (o primarios del espacio CMYK) (Figura 6-29).

Tabla 6-1. Correspondencia de los espacios de color RGB y CMYK

Color		RGB			CMYK			
		R	G	B	C	M	Y	K
Cian	C	0	255	255	100	0	0	0
Magenta	M	255	0	255	0	100	0	0
Amarillo	Y	255	255	0	0	0	100	0
Negro	K	0	0	0	0	0	0	100
Rojo	R	255	0	0	0	100	100	0
Verde	G	0	255	0	100	0	100	0
Azul	B	0	0	255	100	100	0	0
Blanco	W	255	255	255	0	0	0	0

### Propiedades y caracterización de los BM

#### II. SATURACIÓN O INTENSIDAD (CHROMA)

Es la pureza del color (menos puro cuanto más bajo en la ordenación de Munsell). Se mide radialmente desde el centro, pero no todos los tonos alcanzan los mismos valores de saturación (Figura 6-29)

#### III. BRILLO, LUMINOSIDAD O VALOR (VALUE, BRIGHTNESS)

Hace referencia a la cualidad de gris de un color. Va, verticalmente, del negro (0) a blanco (10) en la Figura 6-29, y ocupa el tronco central del árbol.

#### C INTERRELACIONES DE LOS ESPACIOS

Los espacios de color, pensados para situar y definir los colores, tienen interrelaciones esperables (Tabla 6-1), que pueden comprobarse utilizando algún programa de manejo de imágenes, como el Photoshop® (Figura 6-28). Los valores, en cada espacio, cambian coordinadamente al seleccionar otro color desplazando el cursor.

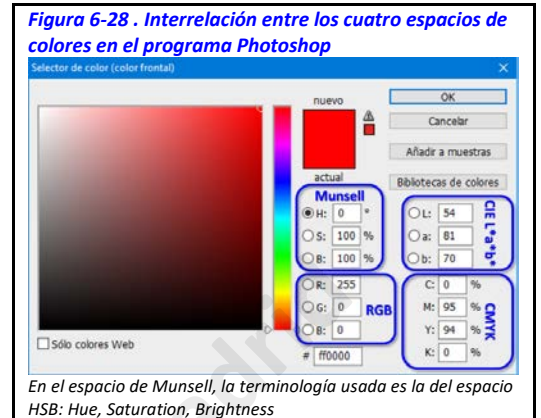


Figura 6-28. Interrelación entre los cuatro espacios de colores en el programa Photoshop

#### Fórmula 6-13. Establecimiento de la diferencia entre dos colores en el espacio CIE L\*a\*b\*

$$\Delta E^*_{ab} = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

Al igual que el espacio CIE L\*a\*b\*, es posible utilizar las coordenadas o valores en cada espacio para calcular las diferencias entre colores.

#### D LA TEMPERATURA DE LOS COLORES

La temperatura de color de una fuente luminosa (un *iluminante*) es la temperatura a que debería estar un cuerpo negro<sup>12</sup> para radiar el mismo color que el de la fuente, y se expresa en °K [1, 107].

Subjetivamente se explica con los términos cálido (amarillento a rojizo) o frío (azulado)

### XI METAMERISMO

Ocurre cuando dos muestras de color coinciden bajo unas condiciones determinadas (fuente de luz, observador, geometría...) pero no bajo otras diferentes [108].



Figura 6-30. Metamerismo de iluminancia

Es siempre una fuente de problemas en la identificación del color en odontología, por los dentistas, los técnicos de laboratorio o los pacientes. Los tipos principales son:

#### 1 DE ILUMINANCIA

Dos colores coinciden bajo un tipo de luz, pero no cuando con una fuente de luz diferente. O, lo que es lo mismo: una muestra tiene un color diferente con iluminaciones distintas (Figura 6-30).

#### 2 DE OBSERVADOR

Debidos a la diferente visión del color de los observadores (las proporciones de conos L y M en la retina, los perfiles de sensibilidad de los conos individuales, y el grado de amarillo del cristalino y el humor vítreo. Varían entre observadores) [108].

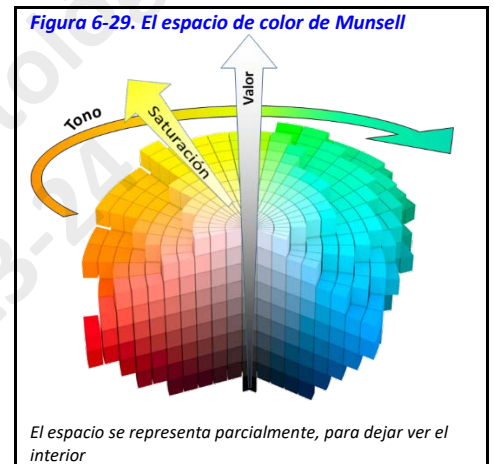


Figura 6-29. El espacio de color de Munsell

El espacio se representa parcialmente, para dejar ver el interior

<sup>12</sup> *Cuerpo negro*: un objeto teórico, ideal, que absorbería toda la luz y toda la energía radiante que incide sobre él ([https://es.wikipedia.org/wiki/Cuerpo\\_negro](https://es.wikipedia.org/wiki/Cuerpo_negro))

## XII PIGMENTACIÓN

Es un método muy común para dar color a restauraciones directas o indirectas, mediante el método sustractivo: el pigmento absorbe determinadas longitudes de onda [55].

## XIII FOTOLUMINISCENCIA

La fluorescencia es la emisión de luz por una sustancia que ha absorbido fotones [109]. Puede dividirse, atendiendo a la duración del efecto en relación con la cesación del estímulo en:

## XIV FOSFORESCENCIA

El efecto se mantiene más allá de  $10^{-8}$ s tras cesar la estimulación. Los dientes humanos pueden fosforescer hasta (aproximadamente) 30s tras el cese del estímulo [109]: el efecto persiste un tiempo frecuentemente perceptible.

Figura 6-32. Fluorescencia bajo luz artificial



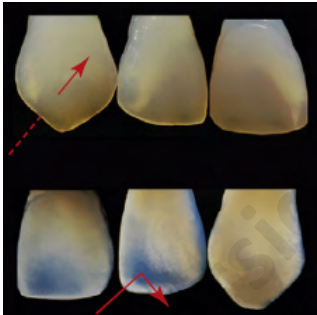
Tomada de <https://i.redd.it/xxshatl32l421.jpg>

## XV FLUORESCENCIA

El efecto no se mantiene más allá de  $10^{-8}$ s tras cesar la estimulación. El efecto cesa, a efectos prácticos, con el estímulo.

Es importante separar la fluorescencia debida a la luz UV ( $\approx 365$  nm) ambiental, importante para los resultados estéticos de las restauraciones [55], de la debida a la incidencia de ciertas luces artificiales con determinadas longitudes de onda, efecto que se utiliza para la detección de la caries.

Figura 6-33. Opalescencia del esmalte humano



Tomada de [55]. Luz transmitida (arriba) y luz reflejada (abajo)

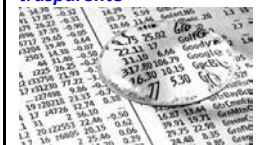
## XVII TRASLUCIDEZ

La translucidez es la capacidad de un objeto de transmitir la luz pero dispersándola [55, 110], de manera que el objeto puede llegar a ser irreconocible al difuminarse sus bordes (Figura 6-35 y Figura 6-33).

## XVIII TRANSPARENCIA

Los objetos transparentes permiten el paso de la luz a su través sin apenas distorsionarla: pueden normalmente ser reconocidos [55] (Figura 6-36 y Figura 6-33).

Figura 6-36. Un objeto transparente



## XIX OPALESCENCIA

Los materiales opalescentes (como el ópalo, del que el efecto toma el nombre, o el esmalte) difuminan las longitudes de onda bajas de la luz [55]. Cuando la luz es transmitida aparecen marrónceos-amarillentos. Bajo la luz reflejada, azulados.

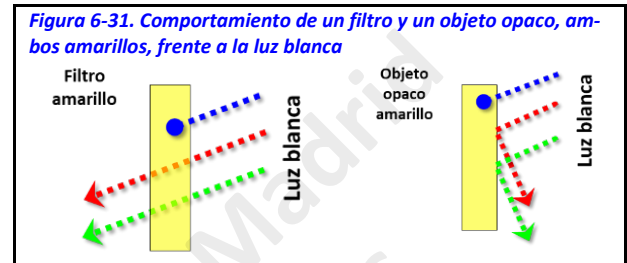


Figura 6-31. Comportamiento de un filtro y un objeto opaco, ambos amarillos, frente a la luz blanca

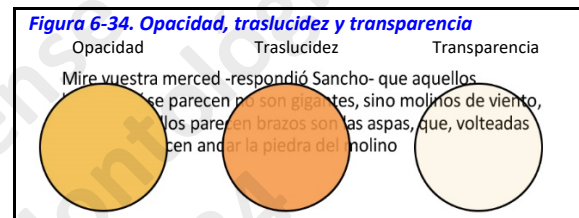


Figura 6-34. Opacidad, translucidez y transparencia

Opacidad Translucidez Transparencia  
Mire vuestra merced -respondió Sancho- que aquellos que parecen no son gigantes, sino molinos de viento, y lo que parecen brazos son las aspas, que, volteadas al viento, hacen andar la piedra del molino

Figura 6-35. Un objeto traslúcido



### XX INTERACCIÓN DE LOS HACES DE LUZ CON LOS MEDIOS

#### 1 REFLEXIÓN ESPECULAR

La reflexión especular ocurre cuando la luz o bien no penetra en el interior del sólido (como en el caso de los metales) o a que (como en el caso de los líquidos y los vidrios) no tengan subdivisiones o partes internas que causen dispersión subsuperficial. Exige una superficie pulida (metales, vidrios) o plana (líquidos). El ángulo con el que incide la luz y el ángulo con el que se refleja son simétricos respecto a la normal

[77].

##### Fórmula 6-14. Índice de refracción

$$n = \frac{c}{v}$$

$n$ : índice de refracción;  $c$ : velocidad de la luz;  $v$ : velocidad de fase de la luz en el medio

$$\frac{m/s}{m/s} \rightarrow \text{adimensional}$$

La Figura 6-38 es un ejemplo de reflexión especular de un líquido (agua).

#### 2 REFRACCIÓN

La refracción se da cuando un haz de luz ingresa en un medio con un índice de refracción (Fórmula 6-14) diferente [77, 111]. Un esquema se muestra en la (Figura 6-38).

#### 3 REFLEXIÓN DIFUSA Y DISPERSIÓN (SCATTERING)

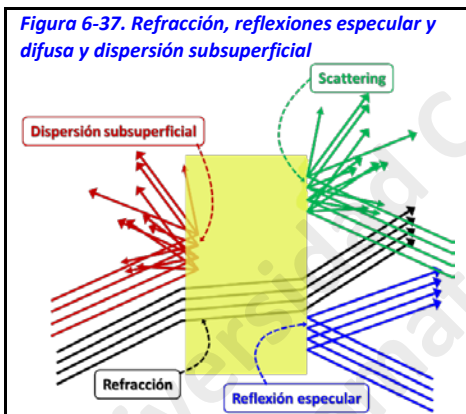
##### A REFLEXIÓN DIFUSA O SUBSUPERFICIAL

La reflexión difusa es la reflexión de la luz desde un sólido, de tal forma que un rayo incidente es reflejado en muchos ángulos (Figura 6-37), en vez de en uno (como ocurriría en el caso de la reflexión especular) [112]. No se debe únicamente a la rugosidad superficial, sino a que la reflexión de la luz se realiza desde el interior del sólido, donde es desviada en múltiples direcciones por las partes que lo componen (cristales, granos, fibras): dispersión subsuperficial.

#### 4 DISPERSIÓN (SCATTERING)

El *scattering*, o dispersión, se produce cuando la luz incidente en un BM se refleja, se refracta, se absorbe y se transmite simultáneamente; esta luz puede ser absorbida por los electrones del BM, que la reemiten en parte, en diversas direcciones [111, 113].

Figura 6-37. Refracción, reflexiones especular y difusa y dispersión subsuperficial



La reflexión difusa y la dispersión son fenómenos diferentes que a veces se confunden, y que pueden ocurrir simultáneamente.

#### 5 POLARIZACIÓN

La mayor parte de los haces de luz son incoherentes (es decir, están sin polarizar o parcialmente polarizados): son una mezcla de ondas que oscilan en planos diferentes, con longitudes de onda distintas y en varias fases (Figura 6-39) [77, 114].

Mediante un filtro apropiado que deje pasar las ondas oscilando en un solo plano puede polarizarse un haz de luz [115].

#### 6 DISPERSIÓN CROMÁTICA

El índice de refracción ( $n$ ) de un medio depende de la longitud de onda de la luz ( $v$ ) (Fórmula 6-14).

Cuando un haz de luz está compuesto por varias longitudes de onda, el haz emergente tras una refracción está compuesto por haces divergentes, con diferentes longitudes de onda: la luz se dispersará en diferentes colores [77].

Figura 6-38. Reflexión especular en un líquido: espejismo de la Cueva de los Verdes (Lanzarote, España)



Imagen tomada de [enlace](#)

### 7 EFECTO DOPPLER

El efecto Doppler es un cambio en la frecuencia percibida de una onda producido por el movimiento relativo del emisor respecto al receptor [77]. La frecuencia tiende a aumentar cuando se aproximan entre sí, y a disminuir cuando se alejan.

## C PROPIEDADES TÉRMICAS

### I CALOR Y TEMPERATURA

La energía interna de un sistema expresa la energía cinética de las moléculas o átomos que lo constituyen y de sus energías de rotación, traslación y vibración, además de la energía potencial intermolecular debida a las fuerzas de tipo gravitatorio, electromagnético y nuclear.

Esta energía interna puede transferirse: el calor (Q) es la energía transferida de un sistema a otro (o de un sistema a su entorno) debido normalmente a una diferencia de energía interna entre ellos [116]. Su manifestación, usualmente mediante la medición con un termómetro, es la temperatura.

Cuando se produce un cambio de estado (un cambio de fase) la sustancia debe absorber o ceder calor, sin que exista necesariamente un cambio en la temperatura. Lo absorberá si el cambio se produce de izquierda a derecha en la Figura 5-11, y lo cederá si es de derecha a izquierda.

### II TRANSFERENCIA DE ENERGÍA INTERNA

La transmisión de energía interna, normalmente desde un cuerpo de mayor energía a uno menor, puede ocurrir mediante conducción, radiación o convección [77].

#### 1 CONDUCCIÓN

Es la transferencia de la energía interna (el calor) de un cuerpo a otro producida por las colisiones de sus partes (átomos, moléculas,..), por lo que debe haber contacto entre ellos.

El ritmo de transferencia depende de la diferencia de temperatura entre ambos cuerpos (el gradiente de temperatura), y de las propiedades (la conductividad térmica) de la interfase a través de la que se produce la transferencia.

#### Fórmula 6-15. La conductividad térmica y sus unidades

$$k = \frac{\Delta Q}{\Delta t} \cdot \frac{1}{A} \cdot \frac{x}{\Delta T}$$

$\Delta Q$ : calor transportado;  $\Delta t$ : incremento de tiempo  $\rightarrow (\Delta Q/\Delta t)$  tasa de flujo de calor;  $A$ : área de contacto;  $x$ : distancia;  $\Delta T$ : diferencia de temperaturas

$$\frac{J}{s} \cdot \frac{1}{m^2} \cdot \frac{m}{K} \rightarrow \frac{J}{m \cdot s \cdot K}$$

#### A CONDUCTIVIDAD TÉRMICA

La conductividad térmica (k) mide la capacidad de conducción de calor por un material, por conducción (Fórmula 6-15). Su inversa es la resistividad térmica.

La conducción térmica se mide, en el SI, en W/(K·m) o, lo que es lo mismo, en Julios por metro, segundo y grados Kelvin (J/m·s·°K). Así, una conductividad térmica de 1 vatio por metro y kelvin significa que un Julio (J) de calor se propaga a través de un material de superficie de 1m<sup>2</sup> y un grosor de 1m, en

1 segundo, cuando la diferencia entre ambas sustancias sea de 1°K.

Los BM no metálicos tienen menor conductividad térmica que los metálicos [55], por lo que algunos son buenos aislantes térmicos.

#### 2 RADIACIÓN

Es la emisión de ondas electromagnéticas por conversión de la energía interna en energía electromagnética.

Los átomos y moléculas que conforman los cuerpos y están interactuando entre sí están compuestos de partículas cargadas (electrones, protones) que al interactuar cinéticamente generan campos eléctricos y magnéticos que producen emisión de fotones hacia el exterior. No requiere la presencia de un medio de propagación.

#### 3 CONVECCIÓN

La convección es transferencia de calor por movimiento de una masa de fluido de una región del espacio a otra. Si el fluido circula impulsado es una convección forzada; si el flujo se debe a diferencias de densidad causadas por expansión térmica, se llama convección natural o libre. La corriente de calor causada por convección es directamente proporcional al área superficial [117].

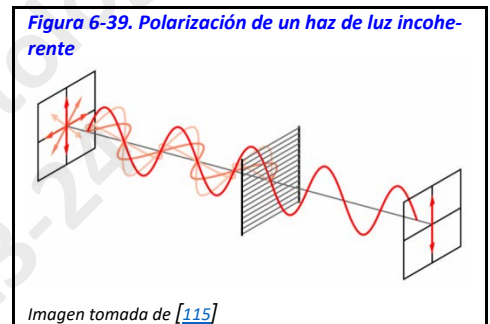


Figura 6-39. Polarización de un haz de luz incoherente

Imagen tomada de [115]

### III EXPANSIÓN TÉRMICA

La expansión térmica es el resultado de la tendencia de la materia a cambiar su forma, área y volumen en respuesta a los cambios de temperatura [118]. Es un fenómeno muy relevante para entender el comportamiento de los BM, pues tanto los tejidos dentarios como los BM empleados en su restauración o su reemplazo sufren cambios en su área, forma o volumen que pueden motivar desajustes importantes en las interfases o su deterioro.

Además, en los procesos de manipulación (fundido, colado, etc.) es fundamental controlar cuanto se modifican las áreas o volúmenes de los materiales que se emplean en el proceso

Cuando un sólido se calienta, la dilatación puede ser lineal (predomina una dimensión frente a las otras dos), superficial (predominan dos dimensiones frente a la otra), o volumétrica. En los líquidos y los gases es siempre volumétrica.

#### 1 COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA (A, CET)

Mide el cambio relativo de longitud o volumen que se produce cuando un cuerpo sólido o un fluido dentro de un recipiente experimenta un cambio de temperatura experimentando una dilatación térmica [118] (Fórmula 6-16)

Su conocimiento y adecuado balance es crítico en la elección correcta de los BM que forman las uniones ceramometálicas, por ejemplo

**Fórmula 6-16. El coeficiente de expansión térmica ( $\alpha$ , CET) y sus unidades**

$$\alpha, CET = \frac{1}{L \text{ ó } V} \cdot \frac{\Delta(L \text{ ó } V)}{\Delta T}$$

L: longitud inicial; V: volumen inicial;  $\Delta L$ : cambio en la longitud;  $\Delta V$ : cambio en el volumen;  $\Delta T$ : incremento de temperatura

$$\frac{1}{m^3} \cdot \frac{m^3}{^\circ C} \rightarrow ^\circ C^{-1}$$

Modificado de [118]

### D OTRAS PROPIEDADES

#### I LOS TIEMPOS CLÍNICOS EN LAS REACCIONES

Esto tiempos varían notablemente entre diferentes materiales, algo menos entre los mismos materiales producidos por diferentes fabricantes, y con diferentes manipulaciones.

Se pueden identificar diferentes tiempos (Figura 6-40):

##### 1 DE MEZCLADO

Desde que se ponen en contacto los reactivos hasta que se ha obtenido una mezcla homogénea y apropiada, mediante maniobras de...

- Batido (escayola, alginato)
- Espatulado (cementos)
- Vibrado (amalgamas)
- Mezcla (siliconas)

Debe venir recomendado por el fabricante, y es muy variable (5 – 45")

##### 2 DE TRABAJO

El disponible para manipular el material, una vez mezclado, para ...

- vaciar el modelo
- cargarlo en la cubeta y llevarlo a boca
- colocar el cemento en la corona y colocar ésta en posición
- cargar la amalgama, colocarla en la cavidad y condensarla

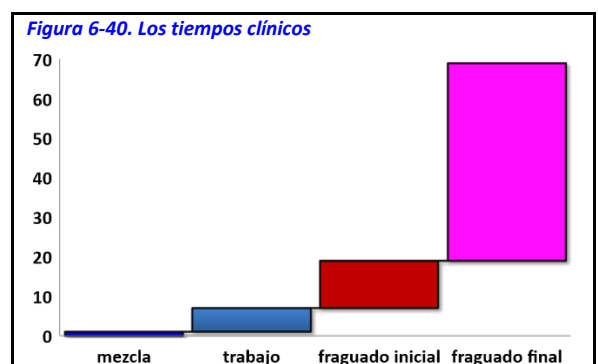
Normalmente 1 – 2'

##### 3 DE FRAGUADO

El necesario para que el material desarrolle su estructura y propiedades

###### A INICIAL

Algunos materiales necesitan retoques previos al fraguado final: el fraguado inicial los permite (tallar una amalgama, recortar los excesos de yeso...)





### B FINAL

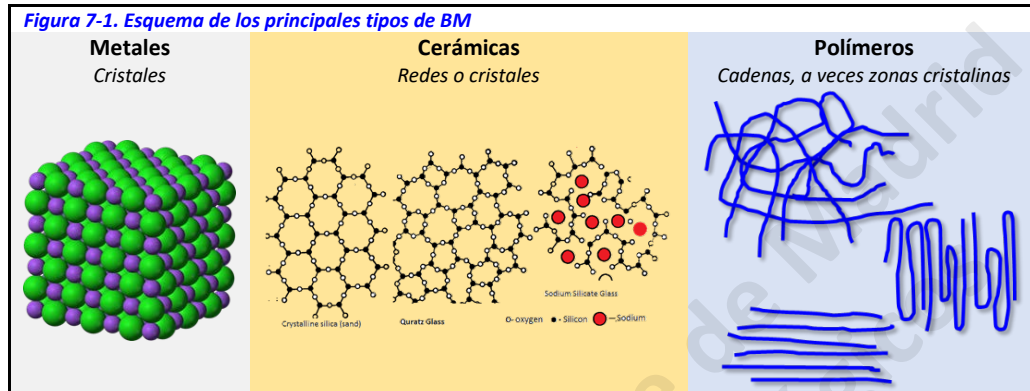
Es el tiempo necesario para completar la reacción: el material ha adquirido la consistencia, dureza, firmeza y resistencia deseables, y las propiedades finales.

Puede durar horas o días y frecuentemente se superpone a los fenómenos de degradación, que están comenzando

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

## 7 UNA VISIÓN BÁSICA, INDIVIDUAL Y DE CONJUNTO, DE LOS BIOMATERIALES: LAS “FAMILIAS” DE BM

Para entender apropiadamente la parte específica es importante tener una visión de los grandes tipos de BM y de sus características básicas.



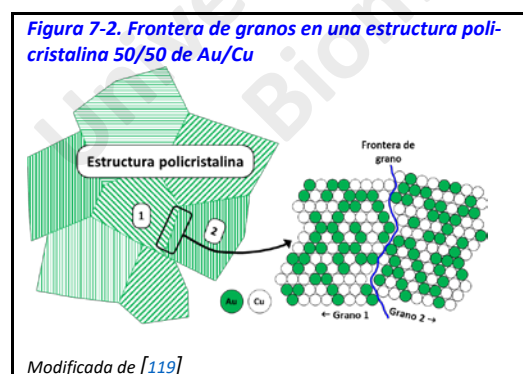
Generalmente los BM se dividen en cuatro grandes grupos, que aquí llamamos *familias*; tres grandes grupos muy identificables (metales, cerámicas, polímeros - Figura 7-1), y otra gran clase que agrupa los compuestos, una combinación de dos o tres de los anteriores, fabricado con un fin específico [55, 67, 119].

En este manual se menciona la existencia de un quinto grupo, imprescindible para una visión de conjunto adecuada: los materiales de origen biológico, cuyo estudio excede los propósitos de este texto.

En esta parte se describen los constituyentes o características comunes a todos los materiales, a fin de hacer más fácilmente entendibles sus indicaciones o comportamiento y el porqué de la constitución de cada uno, que se explicará en la parte específica. A diferencia de dicha parte, ésta no es tan cambiante. Los enlaces de la materia, los cristales o los procesos a que se ven sometidos los materiales no cambian con la formulación de cada material.

Como se irá viendo en las descripciones de las grandes *familias* y especialmente en la parte específica, es excepcional el uso de un material puro (exclusivamente metálico, cerámico o polimérico), siendo más común el uso de materiales compuestos, y también lo es la combinación de dos o más metales, cerámicas o polímeros.

Aun así, la comprensión de las características de los materiales originales hace más fácil la interpretación del comportamiento de sus combinaciones.



### A LOS METALES Y SUS ALEACIONES

Los metales proporcionan resistencia, rigidez y longevidad a las restauraciones, y se utilizan desde hace mucho tiempo.

Siempre comparados con otros grandes grupos de BM, son en general dúctiles o maleables, tienen comportamiento elástico o plástico, son densos, duros, buenos conductores del calor y la electricidad, opacos y radiopacos y pueden pulirse, y tienen un punto de fusión relativamente alto [55].

Rara vez se utilizan puros, sino que casi siempre se usan aleados, en mezclas total o

parcialmente solubles de unos en otros [119].

Sus características más distintivas, que marcan las características del grupo, son el enlace metálico y la cristalinidad:

#### I EL ENLACE METÁLICO

Sus electrones de valencia se comparten en una nube electrónica en vez de formar uniones iónicas o covalentes locales (Figura 7-3). Esto les confiere varias importantes características:

## Una visión básica, individual y de conjunto, de los biomateriales: las "familias" de BM

- la capacidad de deformarse plásticamente.
- la facilidad relativa para corroerse al intercambiar sus electrones por una cantidad de energía, cantidad que depende de la resistencia del enlace metálico en cuestión. Por ello hay metales que se corroen casi explosivamente en agua (Na, K) mientras otros (Au, Pt) casi no se corroen. En la corrosión de los metales el metal se oxida (pierde e<sup>-</sup>) y la solución corrosiva se reduce (gana e<sup>-</sup>) [55, 120].

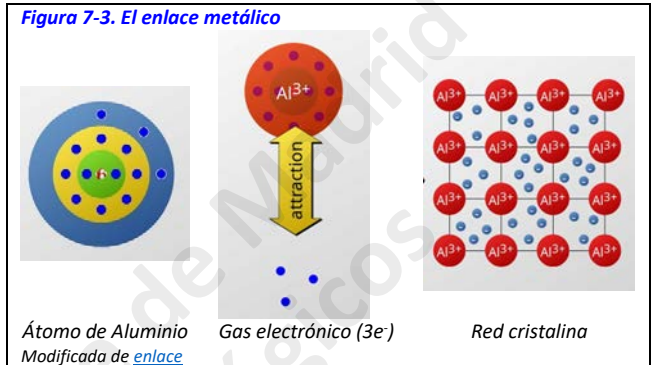
### II LA CRISTALINIDAD DE LOS METALES

La mayoría de los metales son sólidos casi exclusivamente cristalinos, [119].

Los granos o maclas están separados unos de otros por las fronteras de los granos (Figura 7-2).

Otras características comunes de los metales

- Ceden electrones.
- Tienen brillo
- Se pueden pulir (devuelven toda la energía lumínica)
- Grisáceos (no lo son Cu ni Au).
- Fusibles (colado)
- Duros, opacos, resistentes
- Soportan deformaciones (las trasladan)
- Buenos conductores del calor y la electricidad.
- Sonido característico ("tañido").
- Temperatura fusión elevada (excepciones: Sn, Pb, etc.).
- Insolubles en agua.
- Reactivos, especialmente con ácidos (desprenden H).
- Facilidad combinar con O<sub>2</sub> incluso a alta temperatura.



### B LAS CERÁMICAS, LOS VIDRIOS Y LAS CERÁMICAS VÍTREAS

El término *cerámica* proviene del griego *κεραμικός* (*keramikos, sustancia quemada*), y se refiere a los BM básicamente formados por elementos inorgánicos normalmente procesados a altas temperaturas.

Son compuestos formados por la unión de elementos metálicos y no metálicos, frecuentemente en forma de óxidos, con enlaces covalente e iónicos, que forman redes o cristales. Tienden a tener alta energía en comparación con los enlaces metálicos (ver Tabla 5-3), [121, 122] por lo que son estables y biológicamente prácticamente inertes [123].

Como grupo son (siempre comparativamente) duras, rígidas, poco deformables plásticamente y muy poco resistentes a la tracción [124]. Son malos conductores del calor y la electricidad, translúcidas y opacas y pueden prepararse en múltiples colores, por lo que pueden ser altamente estéticas.

La escasa resistencia (comparativamente hablando) a la tracción de las cerámicas es una característica fundamental para entender su comportamiento e indicaciones

La polaridad de los enlaces entre sus elementos constitutivos (ver las uniones Primarias, intramoleculares, o fuertes) y su resistencia impiden que las dislocaciones se trasladen, por lo que fragilidad es alta y su maleabilidad es baja.

### I LOS CRISTALES EN LAS CERÁMICAS CRISTALINAS

Los cristales en las cerámicas no se basan en la repetición de átomos, sino en la presencia de redes (*lattices*) [56], que contienen átomos diferentes (Figura 7-1). Como en los metales, las cerámicas pueden tener granos (agrupaciones de redes con igual disposición).

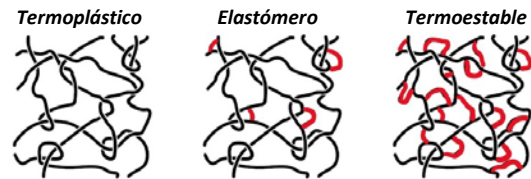
## II LAS CERÁMICAS AMORFAS O VIDRIOS (GLASSES)<sup>13</sup>

En ellas no hay un orden pues los átomos se disponen como en un material fundido; de hecho, a los vidrios se les conoce como líquidos subenfriados, un cuarto estado de la materia (además de los sólidos, los líquidos y los gases). Como no hay granos no hay límites de grano que distorsionen los haces de luz, lo que explica sus características ópticas.

## C LOS POLÍMEROS

Los polímeros, o plásticos <sup>14</sup> están constituidos por macromoléculas (meros), generalmente de cadena larga, en las que los átomos no metálicos (C, O, N, H) están unidos entre sí por enlaces covalentes, [119], mientras que las uniones intermoleculares son más débiles [56].

Figura 7-4. Esquema de polímeros según su nivel de entrecruzamiento



Modificada de [56]. Los entrecruzamientos se trazan en rojo

Son los BM más usados en biomedicina [67] y probablemente los que tienen un comportamiento más complejo.

Son baratos y fáciles de preparar a temperatura ambiente y de moldear, y en general (comparativamente) blandos y dúctiles, y pueden incorporar colorantes por lo que pueden ser altamente estéticos.

Su complejidad, entrecruzamientos y el gran tamaño de estas cadenas hace que estos materiales no formen cristales en sentido estricto (como los metales), aunque algunas zonas en su seno pueden estar ordenadas de tal manera que tengan comportamiento cristalino.

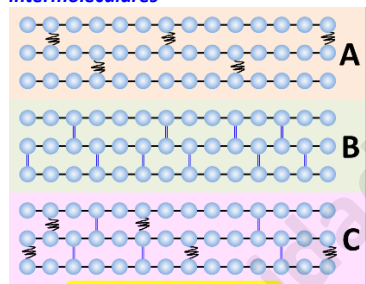
Figura 7-5. Zonas cristalinas en un polímero



Modificada de [56]

### 1 TIPOS BÁSICOS DE POLÍMEROS

Figura 7-6. Entrecruzamientos y enlaces intermoleculares



Modificada de [enlace]

#### A SEGÚN SU NIVEL DE ENTRECruzAMIENTO

Según las fuerzas intermoleculares entre las cadenas que los forman, podemos distinguir polímeros de tres tipos [56] (Figura 7-4):

##### (1) TERMOPLÁSTICOS (THERMOPLASTICS).

Prácticamente sin entrecruzamiento, o con muy poco.

Pueden tener zonas de mayor o menor extensión con ordenación y comportamiento cristalino, con granos que contienen cadenas plegadas regularmente (Figura 7-4, izda., Figura 7-5, A en la Figura 7-6).

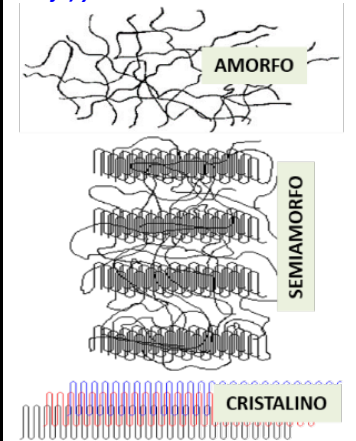
##### (2) ELASTÓMEROS (ELASTOMERS), O GOMAS.

Algunos entrecruzamientos. Siempre amorfos (Figura 7-4, centro, C, en la Figura 7-6).

##### (3) DURÓMETROS, TERMOESTABLES (THERMOSETTING), O RESINAS.

Son semifluidos naturalmente, hasta que se calientan, porque sus cadenas comienzan a entrecruzarse. Muchos entrecruzamientos. Siempre amorfos (Figura 7-4, dcha., B en la Figura 7-6).

Figura 7-7. Esquema de un polímero amorfo, semicristalino (o semiamorfo) y cristalino



#### (A) EL COMPORTAMIENTO CRISTALINO DE LOS POLÍMEROS

<sup>13</sup> La polisemia (pluralidad de significados de una expresión lingüística) trabajando: en español, el término inglés **glass** se puede traducir como **vidrio** o como **crystal**. Cuando hablamos de cerámica nos referimos a los vidrios (cerámicas vítreas), pues utilizar la acepción de cristalinas sería equivoco dado que los cristales no son como los que hemos venido definiendo: estructuras con átomos altamente ordenados, repetitivas.

<sup>14</sup> Cómo no, otro término polisémico. Según el DLE, un **plástico** es tanto algo capaz de ser modelado como algo que, mediante una compresión, puede cambiar de forma y conservar esta de modo permanente -a diferencia de los cuerpos elásticos-, y también un material sintético que puede moldearse fácilmente y está compuesto principalmente por polímeros. En este manual el término **polímero** y **plástico** se utilizan indistintamente para denominar los BM naturales o sintéticos constituidos por múltiples unidades repetidas.

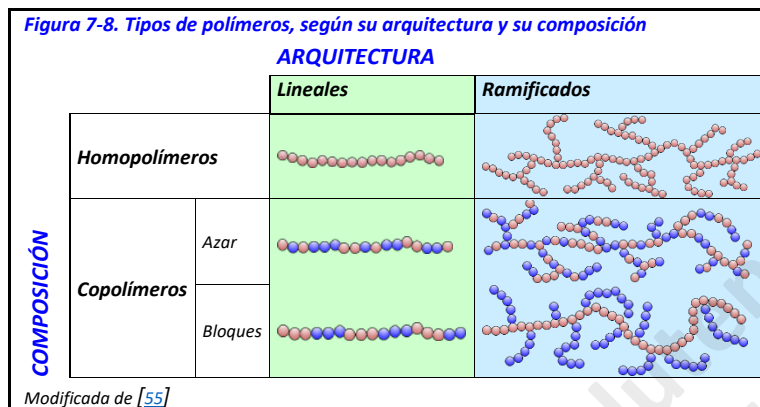
## Una visión básica, individual y de conjunto, de los biomateriales: las "familias" de BM

Los polímeros no forman cristales, en el sentido en el que los forman los metales o algunas cerámicas.

En algunas zonas las macromoléculas se alinean parcialmente, doblándose y formando regiones con más ordenación (lamelas o *cristales*), dependiendo de su tacticidad. En ellas las moléculas lineales se empaquetan y se alinean mucho más fácilmente que las moléculas ramificadas o con enlaces cruzados.

La estructura lineal se empaqueta y las moléculas se alinean en un patrón regular, con un orden que presenta difracción, una característica de las estructuras cristalinas. Siempre hay zonas amorfas entre las cristalinas.

☞ Recuerde: los plásticos pueden tener zonas con comportamiento cristalino (por la alta ordenación de las cadenas), pero no son estrictamente cristales



Las moléculas ramificadas y con enlaces cruzados no generan patrones regulares y, por tanto, sus polímeros son no cristalinos o amorfos, y no tienen puntos de fusión, sino temperaturas de transición vítrea (ver más adelante Polímeros amorfos: la temperatura de transición vítrea (T<sub>g</sub>), pág. 47), intervalos en los que se reblandecen poco a poco a medida que aumenta la temperatura.

Para que sean más tenaces, en odontología se tiene a usar polímeros poco cristalinos (es decir: con poco comportamiento cristalino, amorfos).

### B SEGÚN SU ARQUITECTURA, O ESTRUCTURA

Pueden ser lineales, o ramificados. Esta estructura es clave en sus propiedades mecánicas (Figura 7-8)

### C SEGÚN LA HOMOGENEIDAD DE LOS MONÓMEROS QUE LOS CONSTITUYEN

Dependiendo de si los monómeros que los constituyen son todos iguales (homopolímeros), son de dos tipos (copolímeros), de tres (terpolímeros), etc..

En estos últimos los diferentes monómeros pueden disponerse al azar, o en bloques (Figura 7-8).

### D SEGÚN SU ORIGEN

Pueden ser de origen natural, semisintéticos o sintéticos

### E SEGÚN SU COMPOSICIÓN QUÍMICA

(1) ORGÁNICA

$\begin{array}{c} \diagup \\ \text{C}=\text{C} \\ \diagdown \end{array}$		ALQUENOS	$-\text{C}\equiv\text{C}-$		ALQUINOS
$-\text{X}$	$X = \text{F}, \text{Cl}, \text{Br}, \text{I}$	HALUROS	$\text{C}-\text{O}-\text{C}$		ÉTERES
$\text{R}-\text{OH}$	$R: \text{grupo orgánico}$	ALCOHOLES	$\text{Ar}-\text{OH}$	$Ar: \text{aromático}$	FENOLES
$\begin{array}{c} \text{N} \\   \\ -\text{N}- \\   \end{array}$		AMINAS	$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{OH} \end{array}$		ÁCIDOS CARBOXÍLICOS
$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{O}-\text{R} \end{array}$	$R: \text{grupo orgánico}$	ÉSTERES	$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{N} \end{array}$		AMIDAS
$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{H} \end{array}$		ALDEHÍDOS	$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{R} \end{array}$	$R: \text{grupo orgánico}$	CETONAS
$-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}-$		SILOXANOS	$\begin{array}{c} \text{O} \\    \\ -\text{C}-\text{Ar} \end{array}$	$Ar: \text{aromático}$	

Modificada de [54]

MADA POR ÁTOMOS DE C

- Vinílicos. La cadena principal está formada exclusivamente por átomos de C
- No vinílicos. Además de C en su cadena principal, tienen también O o N.

## Una visión básica, individual y de conjunto, de los biomateriales: las "familias" de BM

### (2) INORGÁNICOS

- Basados en S
- Basados en Si: las siliconas, polisilanos o polisiloxanos

### F SEGÚN SUS GRUPOS FUNCIONALES

Ver Tabla 7-1.

### G SEGÚN SU TACTICIDAD

La tacticidad es la manera cómo los grupos pendientes de la cadena principal de un polímero se disponen a lo largo de dicha cadena [125]. Un polímero será ...

- **isotáctico** si todos los grupos laterales están en el mismo lado de la cadena principal
- **sindiotáctico** si alternan regularmente los lados
- **atáctico** si se distribuyen al azar en cada lado (Figura 7-9).

Cuantas más cadenas isotácticas tenga un polímero, más fácilmente tendrá un comportamiento cristalino.

## 2 LOS PROCESOS DE RELAJACIÓN DE LOS POLÍMEROS

En los polímeros termoplásticos amorfos se da el fenómeno de la **relajación**: a ciertas temperaturas su comportamiento es complejo porque las cadenas pueden reordenarse y cambiar sus interrelaciones, casi siempre de manera reversible, causando la relajación (la reducción) del estrés que se les aplique: el material se adapta, en un proceso que no es instantáneo [56].

Pueden ocurrir rotaciones de las cadenas, movimientos laterales u otros.

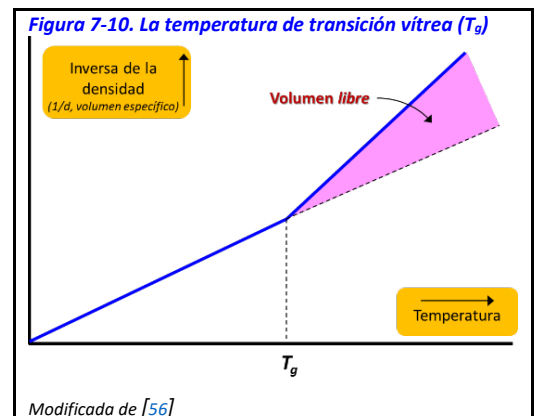
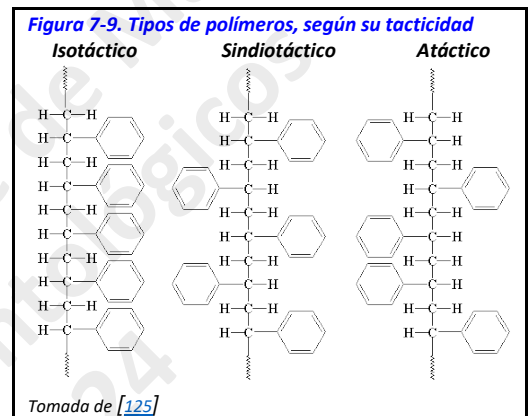
En las zonas cristalinas de los polímeros termoplásticos los mecanismos de relajación no son iguales debido a que los empaquetamientos son más cercanos.

## 3 LAS TEMPERATURAS A LAS QUE LOS POLÍMEROS SE TRANSFORMAN

### A POLÍMEROS AMORFOS: LA TEMPERATURA DE TRANSICIÓN VÍTREA ( $T_g$ )

Este concepto es aplicable únicamente en las zonas amorfas de los polímeros, o en los completamente amorfos. Si definimos el **volumen específico** como la inversa de la densidad ( $1/d$ ), y lo relacionamos gráficamente con el aumento de la temperatura (Figura 7-10), podemos ver que cuando un polímero de este tipo se va calentando su volumen se incrementa linealmente, debido a la expansión térmica, con la consiguiente separación o ensanchamiento de los enlaces entre las cadenas.

A cierta temperatura (la temperatura de transición vítrea, *glass transition temperature*,  $T_g$ ) este crecimiento del volumen experimenta una aceleración, apareciendo el denominado **volumen libre**: las distancias entre las cadenas crecen más rápidamente de lo que lo hacían a bajas temperaturas. Hay energía suficiente para superar los enlaces intermoleculares y se ha facilitado mucho la **movilidad** de las cadenas.



## Una visión básica, individual y de conjunto, de los biomateriales: las "familias" de BM

Es clave entender que no ha ocurrido una fusión: los enlaces entre cadenas no se han roto, sino que se ha alcanzado una temperatura tal que pueden reordenarse, sin necesidad de un estrés externo. Tampoco se han roto los enlaces intracadenas.

La viscosidad del polímero por encima de  $T_g$  aún es mayor que la que hubiera tenido si el polímero estuviera fundido.

Por encima de  $T_g$  el módulo es bajo y el polímero tiene un comportamiento viscoso (Figura 7-11)

Por debajo de  $T_g$  el módulo es más alto y el polímero tiene un comportamiento parecido al elástico (Figura 7-11)

### B POLÍMEROS CRISTALINOS: LA TEMPERATURA DE FUSIÓN ( $T_f$ , MELTING TEMPERATURE)

Las zonas con comportamiento cristalino de los polímeros son distintas a las amorfas, pues las cadenas están más cercanamente empaquetadas: las zonas cristalinas son más densas y los enlaces entre cadenas son más cortos. Por ello los fenómenos de relajación son menos relevantes.

Cuando se alcanza la temperatura de fusión en la que se pueden romper los enlaces intercadena de los polímeros cristalinos el polímero de vuelve líquido, se funde.

Si se vuelve a enfriar (por debajo de la temperatura de fusión), el polímero vuelve a organizarse en forma de cristal.

### C POLÍMEROS SEMICRISTALINOS (O SEMIAMORFOS)

Al elevarse la temperatura se alcanza primero  $T_g$  (aproximadamente un 60% de  $T_f$ ), porque las uniones en las regiones cristalinas son más estables debido a su geometría más favorable.

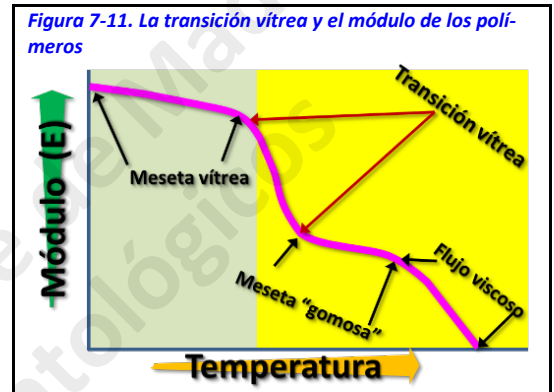


Figura 7-12. Pilar de implantes PEEK



Tomada de (enlace)

- Rígidos

Los más relevantes son (Tabla 7-2):

Las PEEK (poliétereterquetonas) tienen unas propiedades físicas muy relevantes. Su módulo es de aproximadamente 3-6GPa, y puede llegar a los 18GPa con la incorporación de fibras, con una resistencia flexural alta (140-170MPa).

No producen atrición en los antagonistas y pueden utilizarse para producir prótesis removibles muy ligeras o como una alternativa al Ti para los implantes osteointegrados [128, 129].

Tabla 7-3. Ácidos policarboxílicos	
Poliacrílico	$\left[ \begin{array}{c} \text{O} \\ \parallel \\ \text{C} - \text{OH} \\   \\ \text{C} - \text{C} \\   \quad   \\ \text{H} \quad \text{H} \end{array} \right]_n$
Maléico	$\text{HO} - \text{C}(=\text{O}) - \text{CH}=\text{CH} - \text{C}(=\text{O}) - \text{OH}$
Itacónico	$\text{HO} - \text{C}(=\text{O}) - \text{CH}_2 - \text{C}(=\text{O}) - \text{OH}$

## 4 GRUPOS RELEVANTES DE POLÍMEROS

### A POLIARILETERCETONAS, PEEKS (POLYARYLEETHERKETONES)

Son termoplásticos semicristalinos con [126, 127] ...

- Gran estabilidad térmica, por los grandes grupos cetona
- Resistencia química
- Excelentes propiedades mecánicas, en un rango amplio de temperaturas

Tabla 7-2. Poliariétercetonas (PEEKs)	
Polietherketone	PEK
Polietheretherketone	PEEK
Polyetherketoneketone	PEKK
Polyaryletherketone	PAEK
Polyetheretherketoneketone	PEEKK
Polyetherketoneetherketoneketone	PEKEKK

### B ÁCIDOS POLICARBOXÍLICOS

Los más relevantes, que intervienen en la composición de los cementos de vidrio ionómero, se reflejan en la Tabla 7-3 [130]:

## D LOS MATERIALES COMPUESTOS

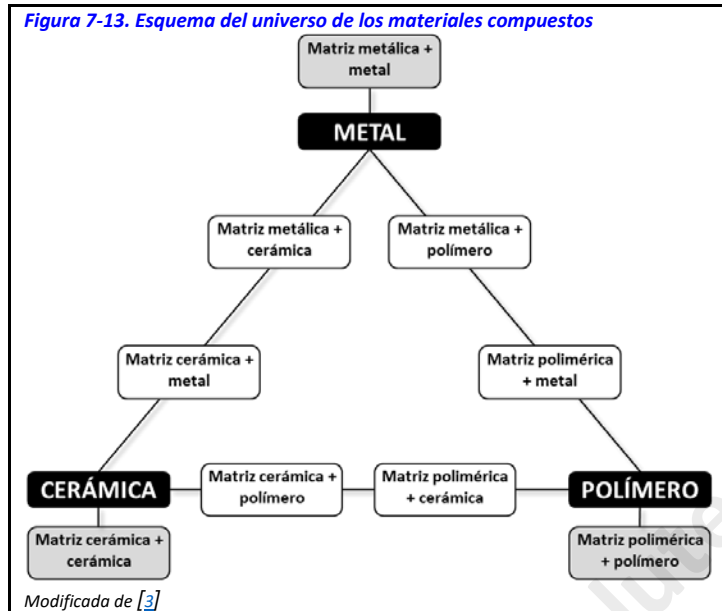
Como se ha mencionado ya, los materiales compuestos son una combinación de dos o tres de los anteriores, fabricado con un fin específico. Por ello es imposible señalar unas características generales de este grupo de materiales (dureza, fragilidad, etc.), pues dependerán del fin a que se le destine, que obligará a unas características muy determinadas, ajustadas a esa función.

## Una visión básica, individual y de conjunto, de los biomateriales: las "familias" de BM

Son los materiales más comunes pues los BM puros (estrictamente compuestos por un metal una cerámica o por un polímero) son muy poco utilizados. Casi siempre se usan combinados, buscando explotar mejor las propiedades.

### I EL CONCEPTO DE MATRIZ Y LOS MATERIALES COMPUESTOS

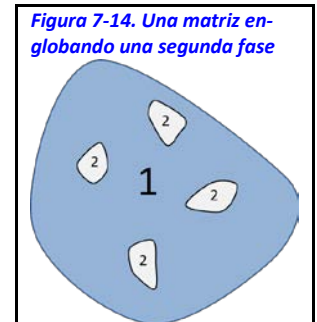
En este manual se emplea el término de matriz para identificar una parte (o fase 1ª) de un BM que engloba, al menos, a otra (fase 2ª) que a veces (no siempre) se denomina relleno (Figura 7-14); en esta figura se pueden identificar fácilmente también las interfases entre la matriz



(fase 1ª) y la segunda fase, dispersa en ella. Este concepto es básico para entender los materiales compuestos, que frecuentemente están constituidos por una matriz que engloba o contiene una (o más) fases dispersas en ella.

Siguiendo esta lógica se pueden esquematizar conceptualmente los materiales compuestos como se indica en la Figura 7-13. En los vértices del triángulo central (CAJAS NEGRAS) se representan los BM de las tres familias básicas (metales, cerámicas y polímeros).

Como ejemplo de materiales compuestos, los formados por metales y cerámicas tendrán una matriz metálica y una fase de cerámica si la proporción de metal es mayor que la de la cerámica, o una matriz cerámica y una fase metálica en caso contrario, en una transi-



ción gradual.

Por otro lado, se incluyen también los materiales compuestos consistentes en una matriz (por ejemplo, metálica) que contiene una o más fases de otro material de la misma familia (un metal, en este caso). Este sería el caso de las aleaciones.

En la Figura 7-13 no se representan los materiales compuestos más complejos, formados por más de una familia de BM.

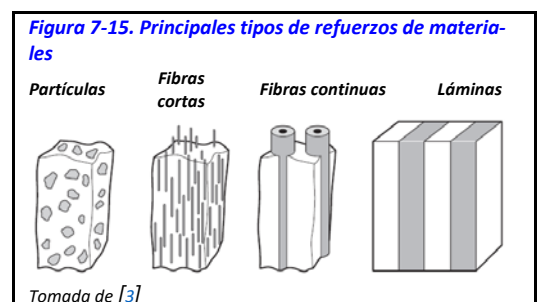
### II UNIÓN EN LAS INTERFASES

Debe, idealmente, haber algún tipo de unión entre la matriz y las fases dispersas en ella. Para ello es muy importante la mojabilidad del relleno por la matriz.

Además, los coeficientes de dilatación térmica no deberían ser muy diferentes para no introducir estreses térmicos.

### III GRANDES TIPOS DE MATERIALES COMPUESTOS

Los materiales compuestos se preparan frecuentemente para reforzar el material que sirve de base (o matriz). Los tipos de refuerzos se indican en la Figura 7-15.



## 8 PRODUCCIÓN O FABRICACIÓN DE LOS BM

### A PORCELANAS

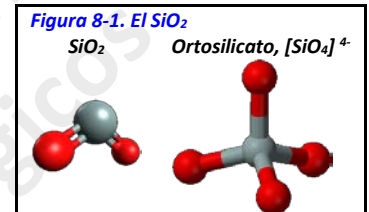
Las cerámicas son materiales compuestos [1]. Básicamente consisten en una matriz vítrea que engloba una mayor o menor cantidad de fases cristalinas (feldespato, mullita, alúmina) o cuarzo sin reaccionar.

Hay que recordar que el estado vítreo es un cuarto estado de la materia (*también se les llama líquidos sobre-enfriados, con una viscosidad extremadamente alta  $-10^{18}$  veces la del agua [131]-, por lo que los percibimos como sólidos*) formado por un material fundido que enfría tan rápidamente que no hay tiempo para que se retome la estructura cristalina [132]; por ello son amorfas, e inestables en un plazo extremadamente largo. Si se volvieran a calentar hasta el estado líquido podrían ocurrir separación de fases y cristalización por nucleación.

### I LA MATRIZ VÍTREA

#### 1 VIDRIO DE SÍLICE (SiO<sub>2</sub>)

El óxido, o dióxido, de silicio (SiO<sub>2</sub>), cuarzo o sílice forma los silicatos, forma redes más o menos entrecruzadas o lineales de tetraedros del anión [SiO<sub>4</sub>]<sup>4-</sup> (Figura 8-1, Figura 7-1), que pueden unirse entre sí compartiendo moléculas de oxígeno [1].

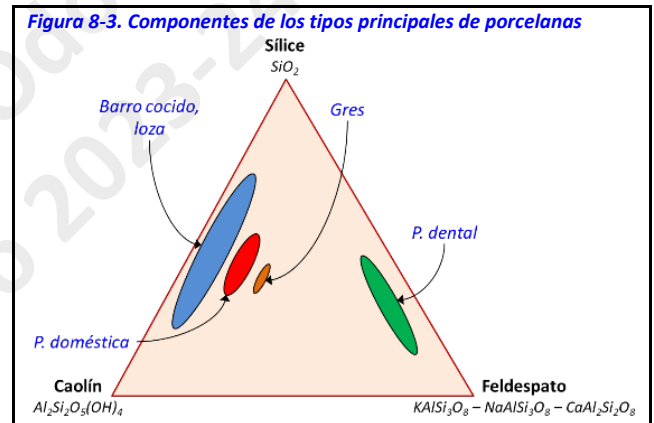


Se requieren temperaturas muy altas para la fusión, que se pueden disminuir con fundentes (*fluxes*), como el F o la criolita (Na<sub>3</sub>AlF<sub>6</sub>)



Si se incluyen óxidos metálicos (TiO<sub>2</sub>, ZnO, PbO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) hay un descenso en el punto de fusión (*más bien, en el punto de ablandamiento, ya que las cerámicas ya son líquidos, aunque sobre-enfriados*) y una menor viscosidad del estado fluido (*los iones metálicos añadidos alteran la conectividad de las cadenas de SiO<sub>2</sub>, interponiéndose entre ellos*). Estos óxidos actúan como estabilizadores.

#### 2 ÓXIDOS



#### 3 OTROS

El aluminio se puede usar para sustituir al Si en la red por su similitud de tamaño, formando los aluminosilicatos. El Al aporta una carga negativa extra respecto al Si, lo que requiere la presencia de un catión adicional.

La matriz (fase 1<sup>a</sup>) de silicato moja y se une a las fases cristalinas (fases 2<sup>a</sup> y sucesivas) que pueda haber, lo que le da resistencia al sistema.

### II EL MODELADO

Las cerámicas típicamente se presentaban en polvo, antes de la generalización de los procesos CAD-CAM. El modelado consiste en construir la forma de la cerámica antes de introducirla en el horno, a semejanza de lo que se hace con una figura hecha en la playa con arena mojada, si después fuese a hornearse.

El polvo (la cerámica) se mezcla con un líquido (agua u otros) para formar una pasta, aglutinando las partículas de polvo.

Cuanta menos agua se utilice mejor (menos espacios dejará en el seno del material al desaparecer), pero con el inconveniente de que más quebradiza será la pasta y la ventaja de que menor contracción tendrá.

Mediante espátulas, hojas cortantes y pinceles se le da forma.



## Producción o fabricación de los BM

Vibraciones ocasionales harán que el polvo se consolide y expulsarán el agua al exterior de la masa: este agua se retira (con papel absorbente)

Esto permite añadir polvos cerámicos de diferentes colores a una misma masa.

### 1 LA COCCIÓN

Las porcelanas dentales son una mezcla de feldespato, un 15 a 20% de  $\text{SiO}_2$  y un poco de caolín, como aglutinante.

La cocción persigue la transformación de múltiples partículas independientes en una masa continua, lo que no precisa de una fusión de las partículas, sino que se hace por un proceso de sinterización<sup>15</sup>: la difusión en estado sólido entre las superficies de las partículas.

### 2 EL FELDESPATO

Las porcelanas dentales se caracterizan por tener abundante feldespato ( $\text{KAlSi}_3\text{O}_8 - \text{NaAlSi}_3\text{O}_8 - \text{CaAl}_2\text{Si}_2\text{O}_8$ ), que a los  $1150^\circ\text{C}$  funde produciendo la leucita y  $\text{SiO}_2$ .

### 3 EL CAOLÍN

El caolín se utiliza como aglutinante; forma suspensiones coloidales en agua y le da plasticidad al polvo de la porcelana [1]. Su uso debe limitarse pues produce opacidad en la porcelana final.

## III LOS PASOS TÉRMICOS

### 1 PORCELANAS DE ALTA (TEMPERATURA DE) FUSIÓN

Sin prácticamente zonas vítreas, inicialmente

El caolín funde aproximadamente a  $450^\circ\text{C}$  (formando metacaolinita), que a unos  $1000^\circ\text{C}$  se descompondrá en mulita, una sílice amorfa.

El feldespato comienza a fundirse a unos  $1150^\circ\text{C}$  y...

- al comenzar a fluir consolida la masa por acción capilar, y
- reacciona con la  $\text{SiO}_2$  y la mulita, intercambiando iones

Al enfriarse la masa, parcialmente fundida, el líquido no cristaliza por su gran viscosidad y por la gran energía que se precisaría.

El final es una masa vítrea de silicato englobando una mezcla de cuarzo y feldespato que no han reaccionado, con una fase dispersa de mulita.

### 2 PORCELANAS DE BAJA Y MEDIA (TEMPERATURA DE) FUSIÓN

Se preparan igual que las de alta fusión, pero tras el enfriamiento, antiguamente mediante un baño brusco en agua (lo que introduce muchos cracks por estreses térmicos), la masa se pulveriza, para ser preparada.

## IV EL FLUJO PIROPLÁSTICO

Ocurre cuando la porcelana está cociendo demasiado tiempo: la porcelana se colapsa más o menos catastróficamente. Debe evitarse para que la forma se mantenga.

## B POLÍMEROS: LA POLIMERIZACIÓN

La polimerización es el proceso por el que se unen monómeros para formar polímeros, macromoléculas que pueden contener miles de repeticiones [133] de los monómeros originales. Los métodos más comunes de unirse los monómeros son las reacciones de polimerización por adición o por condensación

<sup>15</sup> Sinterizar: producir piezas de gran resistencia y dureza calentando, sin llegar a la temperatura de fusión, conglomerados de polvo a los que se ha modelado por presión (DLE)

### I TIPOS FUNDAMENTALES DE REACCIONES DE POLIMERIZACIÓN

#### 1 ADICIÓN, O DE CRECIMIENTO DE CADENAS (CHAIN GROWTH)

Por adición de monómeros bifuncionales. No hay subproductos, por lo que el Pm de polímero es el mismo que la suma de los PM de los monómeros. Los subtipos son:

- De radicales libres (la más común, Figura 8-5, arriba).
- Iónicas
- Con apertura de anillos

Este tipo de reacciones tienen unas fases:

#### A ACTIVACIÓN DEL INICIADOR

No es, estrictamente, una fase de la polimerización, sino el paso previo necesario para que comience (Figura 8-5).

Hay tres grandes maneras de activar de los iniciadores (Tabla 8-1), que dan nombre a los tres tipos de polimerización más comunes en los BM odontológicos

#### (1) FOTOPOLIMERIZACIÓN

Iniciada por la luz (fotoactivación: fotopolimerización). Se utiliza luz visible. Este apartado se desarrolla un poco más adelante.

#### (2) QUIMIOPOLIMERIZACIÓN

Iniciada por un compuesto químico (quimioactivación: quimiopolimerización<sup>16</sup>, autopolimerización, autocurado<sup>17</sup>). Suelen ser aminas terciarias, alifáticas o aromáticas. Sus subproductos producen decoloración del polímero a largo plazo, y su biocompatibilidad está en entredicho.

#### (3) TERMOPOLIMERIZACIÓN.

Iniciada por el calor (termoactivación: termopolimerización). Se necesita una temperatura de (aproximadamente) 100°C, por lo que su uso es siempre extraoral

Cuando se combinan los dos primeros se denomina polimerización **dual**.

#### B INICIACIÓN

Los iniciadores son compuestos que reaccionan con el monómero para formar un compuesto reactivo, el cual comienza el proceso de unión (Figura 8-4).

Figura 8-4. Comienzo y propagación de la polimerización por adición

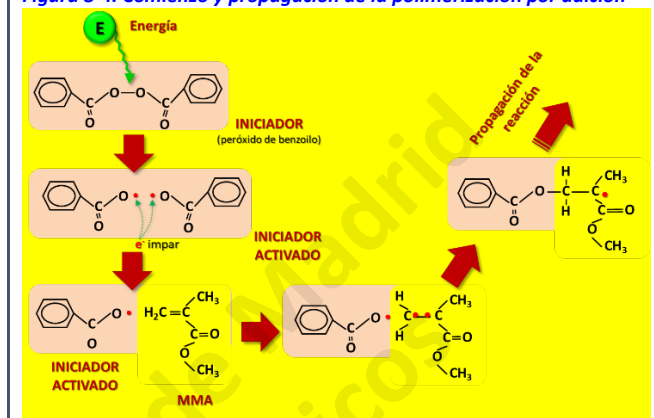
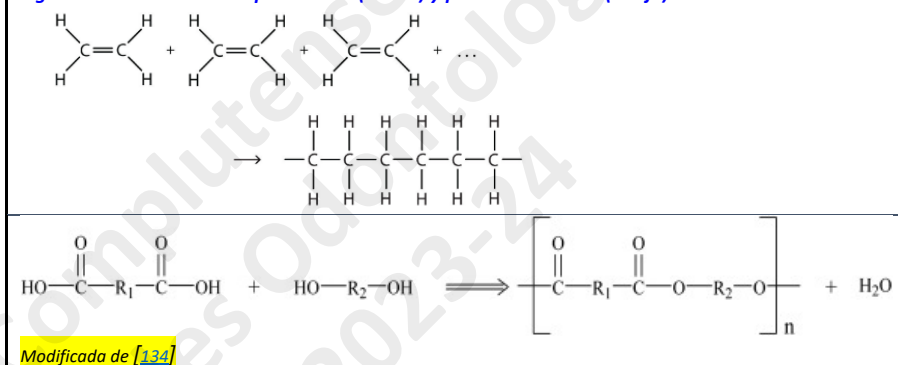


Figura 8-5. Polimerización por adición (arriba) y por condensación (abajo)



<sup>16</sup> En sentido estricto, todas las polimerizaciones son quimiopolimerizaciones. El término, sin embargo, se reserva para la activación mediante una amina terciaria debido a la extensión de su uso.

<sup>17</sup> Tanto los términos autopolimerización como autocurado son, aunque sancionados por el uso, evidentemente equívocos: no es una reacción autónoma.

### C PROPAGACIÓN

Ver (Figura 8-4).

### D TERMINACIÓN

Además de porque la concentración de monómeros disponibles disminuye al avanzar el proceso [135], hay dos grandes maneras de terminar las reacciones de polimerización: por combinación o por desproporción (Figura 8-7).

## 2 CONDENSACIÓN, O POR PASOS (STEP GROWTH)

En casi todas ellas sí hay subproductos (normalmente agua o un alcohol), por lo que el Pm de polímero es menor que la suma de los Pm de los monómeros que lo constituyen (Figura 8-4), abajo).

Se forman primero cadenas menores, que concurren en las últimas fases.

## II LOS INICIADORES DE LA POLIMERIZACIÓN

### 1 FOTOACTIVADOS

Los materiales cuyos iniciadores son fotoactivados no precisan mezclarse.

La fotopolimerización es el sistema más utilizado en clínica [136] por su facilidad de uso, porque permite hacerse a temperatura ambiente y porque permite controlar bien los tiempos clínicos.

- **Canforoquinona (CQ, 2,3-bornanediona).** Rango de absorbanza: entre 400 y 500 nm, con un pico a los 468 nm (Figura 8-6), en la región azul del espectro, por lo que se ve amarillenta con la luz blanca, pudiendo amarilllear el material [135, 137]. Normalmente asociada a una amina terciaria (sistema CQ/TA).
- **Fenilpropanodiona (1-Phenyl-1,2-propandione, PPD).** Rango de absorbanza entre 350 y 490 nm.
- **Lucerina (Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide, TPO, Irgacure).** Color más estable y menos amarillento que el de la CQ [137]. Rango de absorbanza entre 380 y 425 nm.

### 2 QUIMIOACTIVADOS

Los materiales cuyos iniciadores son quimioactivados sí precisan mezclarse, lo que introduce un nuevo factor a considerar: la porosidad que se incorpora, inevitablemente, al hacerlo.

- Tri-n-butyl borano (TBB).
- **Peróxido de benzoilo (BPO).** También se utiliza para la termoactivación.

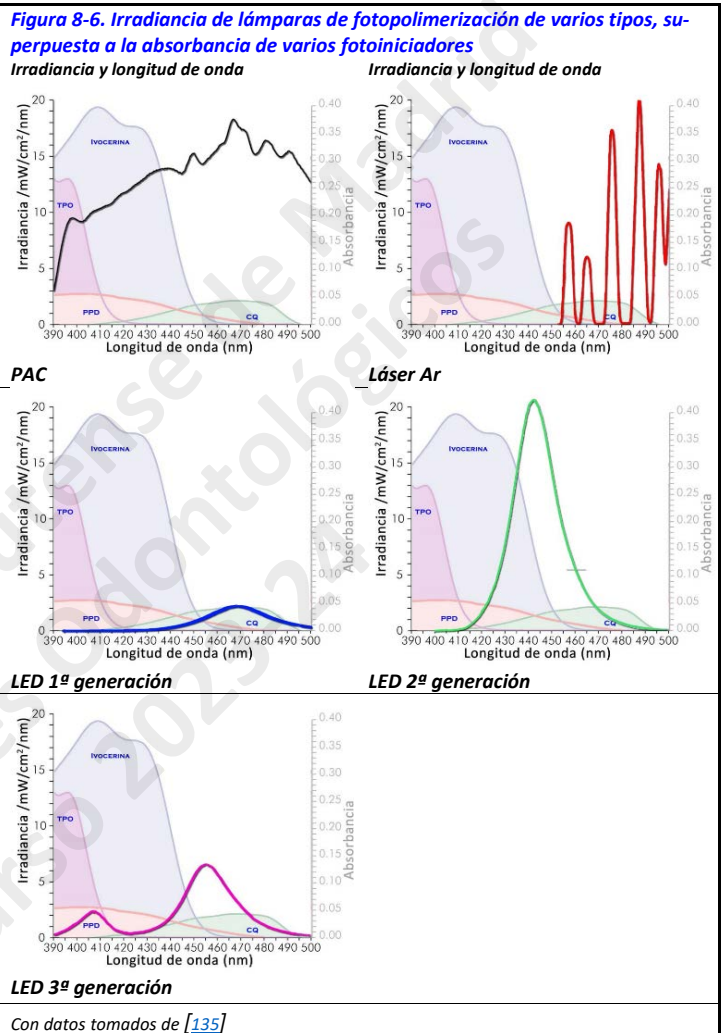
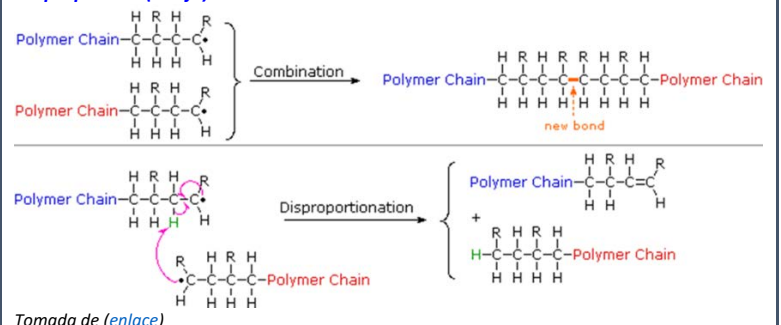


Figura 8-7. Terminación de la reacción de polimerización por combinación (arriba) o desproporción (abajo)



Tomada de (enlace)

### III LOS TÉRMINOS RADIOMÉTRICOS APLICABLES A LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

Es crítico que los fotoiniciadores (ver Tabla 8-1) se activen mediante una emisión cuyo rango de longitudes de onda coincida con la absorción del iniciador.

En la Figura 8-6 se muestran, superpuestas, la irradiancia de lámparas de fotopolimerización de varios tipos, junto con la longitud de onda de activación de varios fotoiniciadores y en relación con su absorción. Puede verse como, en muchos casos, las superposiciones no son ideales pues no se superponen con todos los espectros de absorción de los iniciadores.

Los términos irradiancia, potencia, y similares no son siempre bien empleados.

Tabla 8-1. Iniciadores de la polimerización

Activación	Iniciador
Energía electromagnética (luz visible)	Canforoquinona (CQ)
	Fenilpropanodiona (PPD)
	Lucerina TPO, Irgacure 819
Aminas 3ª, alifáticas o aromáticas	Tri-n-butil borano (TBB)
	Peróxido de benzoilo (BPO)
Calor ( $\approx 100^\circ$ )	

#### 1 IRRADIANCIA, RADIACIÓN INCIDENTE

Es el término radiométrico para la incidencia de la radiación electromagnética, y expresa la potencia por unidad de área, en la superficie del material irradiado ( $n^\circ$  de fotones/s -es decir: vatio-, por unidad de área).

Se emplea, incorrectamente, la intensidad como su sinónimo. Las unidades del SI son el Watt·m<sup>-2</sup> (Vatio/m<sup>2</sup>), o su submúltiplo, el W/cm<sup>2</sup> [138].

Se estima que la irradiancia mínima de una lámpara de fotopolimerización es de 300 mW/cm<sup>2</sup>.

#### 2 INTENSIDAD LUMINOSA

Es la cantidad de flujo luminoso (la potencia luminosa) que emite una fuente por unidad de ángulo sólido. La unidad es la candela

#### 3 ABSORBANCIA

La absorción,  $A$ , es la cantidad de intensidad de luz que absorbe la muestra.

Está definida como:  $A = \log(I_0/I)$ , siendo  $I$  la intensidad después de haber habido la absorción e  $I_0$  la intensidad de la luz incidente.

En la Figura 8-6 puede verse como la absorción de los diferentes fotoiniciadores es muy diferente.

#### 4 LUMINANCIA, ILUMINANCIA

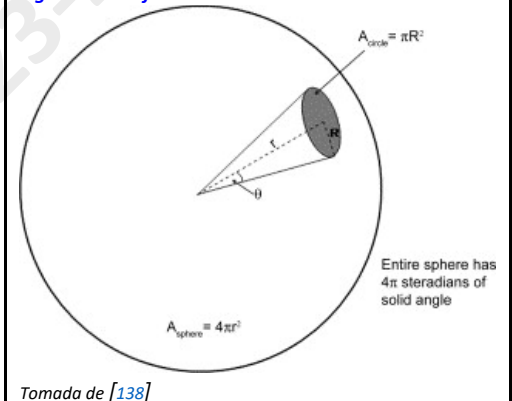
Es la densidad de flujo luminoso que incide sobre una superficie siguiendo una dirección determinada. Su unidad es el lux (cd sr / m<sup>2</sup>).

##### A ESTEREORRADIÁN

Es el equivalente tridimensional del radián, y se emplea para medir ángulos sólidos.

Es el ángulo sólido que corresponde a un casquete esférico cuya superficie es igual al cuadrado del radio de la esfera. En una esfera de radio  $r$ , si el área de una porción de esta esfera es  $r^2$ , un estereorradián es el ángulo sólido comprendido entre esta porción y el centro de la esfera [138, 139].

Figura 8-8. Definición de estereorradián



### IV FACTORES QUE INFLUYEN EN LA EFICACIA DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

#### 1 ESTADO DE LA LÁMPARA

Los factores que afectan la eficiencia de la fotopolimerización son aquellos que reducen la irradiancia:

- estado de la bombilla (el emisor). Generará menos luz si está deteriorada o envejecida
- degradación del conductor (fibra). Transmitirá menos la luz desde el emisor
- suciedad, especialmente del terminal del conductor. Impedirá o disminuirá la salida de la luz

### 2 ESTRUCTURAS INTERPUESTAS: EL MEDIO QUE DEBE ATRAVESAR LA LUZ

La ley de Beer-Lambert (Fórmula 8-1) relaciona la atenuación de la luz con las propiedades del medio a través del que viaja.

Aunque está concebida para soluciones, es una buena aproximación a la clínica odontológica.

La proporción de luz absorbida dependerá

- en primer lugar de  $\epsilon$  (coeficiente de absorción molar), que tiene que ver con el color del material (cuanto más oscura sea la matriz, mayor absorción) y su relleno (cuanto mayor sea el contenido de relleno, mayor absorción, y menos luz llegará a las capas más lejanas al emisor).  $\epsilon$  también está relacionado con la difusión de la luz por el medio (por la matriz y el relleno).
- además, dependerá de la distancia que ha debido recorrer la luz en el medio ( $l$  será mayor).

En general, cuanto menor sea el tamaño del relleno, mayor será la dispersión que sufra la luz al atravesar el material, pues más cantidad de interfase matriz-relleno habrá [141].

#### Fórmula 8-1. Ley de Beer-Lambert, de la atenuación

$$A = \log_{10} \frac{I_0}{I_l} = \epsilon \cdot l \cdot c \Rightarrow I_l = I_0 \cdot 10^{-\epsilon l c}$$

A: absorción;  $I_0$ : intensidad de luz incidente;  $I_l$ : intensidad de la luz tras recorrer la distancia  $l$  en el medio;  $\epsilon$ : coeficiente de absorción molar;  $l$ : longitud del camino que la luz debe recorrer a través del medio;  $c$ : concentración de la solución

Fuente: [140]

### 3 DISTANCIA DEL EMISOR AL MATERIAL

La iluminancia que recibe el material que está siendo fotopolimerizado se afecta notablemente por la distancia del foco emisor (el extremo del terminal) a su superficie, como se expresa en la ley de Lambert, o ley del coseno (Fórmula 8-2), sobre la iluminancia

#### Fórmula 8-2. Ley de Lambert, del coseno

$$\text{Iluminancia} = \frac{I}{d^2} \cdot \cos \theta$$

$I$ : intensidad luminosa;  $d$ : distancia del emisor a la superficie irradiada;  $\theta$ : ángulo de incidencia

Fuente:

<https://grlum.dpe.upc.edu/manual/fundamentosIluminacion-leyesBasicasDelluminacion.php>

☞ No confundir la ley de Beer-Lambert (de la atenuación), con ley de Lambert (del coseno).

Puede verse que la distancia del extremo del emisor al material es crítica: doblar la distancia disminuye cuatro veces la iluminancia.

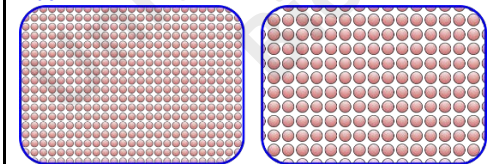
Obsérvese que, si  $\theta = 0^\circ$  (cuando el haz de luz es perpendicular a la superficie irradiada),  $\cos \theta = 1$ : la iluminancia es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia.

## V EL TRANCURSO DE LA POLIMERIZACIÓN

### 1 LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Las distancias de van der Waals, intermoleculares (aproximadamente 3.4Å) que separan los monómeros antes de la polimerización pasan a distancias intramoleculares, de enlace covalente, (1.54Å) tras la formación de enlaces que supone la polimerización.

Figura 8-10. Representación esquemática del número de distancias intermoleculares, dependiendo del tamaño de los monómeros constituyentes de la matriz



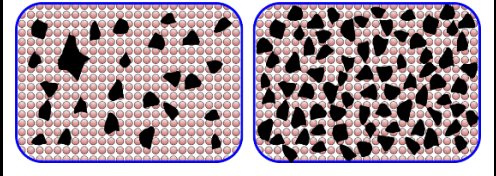
sea mayor (Figura 8-10). Hay, además, monómeros con una baja contracción, debido a que en su formulación contienen estructuras aromáticas que se abren al polimerizar, compensando la contracción general.

Esto produce una contracción volumétrica que oscila entre un 1 y un 6% [142], dependiendo de...

#### A COMPOSICIÓN DE LA RESINA MATRIZ.

Un menor tamaño de los monómeros hace que la cantidad de distancias que pueden perderse

Figura 8-9. Representación esquemática del volumen de resina de la matriz, con dos porcentajes diferentes de volumen ocupado por el relleno



#### B CANTIDAD Y TIPO DE RELLENO.

Cuanto mayor porcentaje de volumen ocupe el relleno, menor cantidad de resina habrá, y menor contracción volumétrica ocurrirá (Figura 8-9).

#### C EFICIENCIA DEL SISTEMA.

Cuanto más enlaces se formen (ver Figura 8-10), mayor contracción volumétrica ocurrirá. Esta eficiencia del sistema está condicionada por:

## Producción o fabricación de los BM

- El tipo de iniciador: no todos son igual de eficientes
- La temperatura: a mayor temperatura, mayor movilidad de los monómeros.
- El tamaño de los monómeros: cuanto mayor tamaño tengan por un lado tendrán mayores dificultades para desplazarse y formar cadenas grandes, y por el otro menos espacios intermoleculares se perderán (ver más atrás, Figura 8-10)
- El ritmo de los sucesos (ver El ritmo de los sucesos, más adelante )

### 2 EL ESTRÉS DE CONTRACCIÓN

Es el estrés que aparece cuando el material que está polimerizando está adherido a alguna pared, por lo que su movilidad está restringida: debe contraerse (disminuir su volumen) al polimerizar, pero ello está limitado por la fijación a las paredes del recipiente que lo contiene (una cavidad, un espacio de cementación, una superficie).

Este estrés lo sufren tanto el material como su unión a las paredes, si la hubiera, y es uno de los principales problemas del uso de los materiales poliméricos en odontología restauradora.

El grado en el que este estrés se desarrolla depende de:

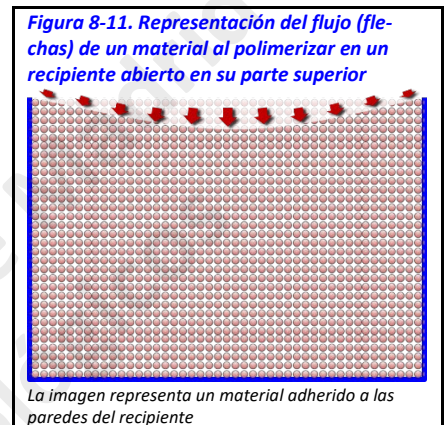
- El porcentaje de contracción volumétrica, dependiente de la composición del polímero [143, 144] y la eficiencia del iniciador [145]
- El factor de configuración [146-149]
- La rigidez del sistema [151, 152]
  - del material: cuanto más porcentaje de relleno tenga y/o de mayor tamaño sean los monómeros constituyentes, el material es más rígido y más traslada el estrés a las paredes a las que está adherido.
  - del continente: cuanto más rígidas sean las paredes del continente, menos se deformarán [153] y, por tanto, menos compensarán el estrés

El estrés puede llegar a ser tan alto que haga fracasar la unión a las paredes, que introduzca cracks o fracturas en dichas paredes [154], o que introduzca cracks en el seno del material [155].

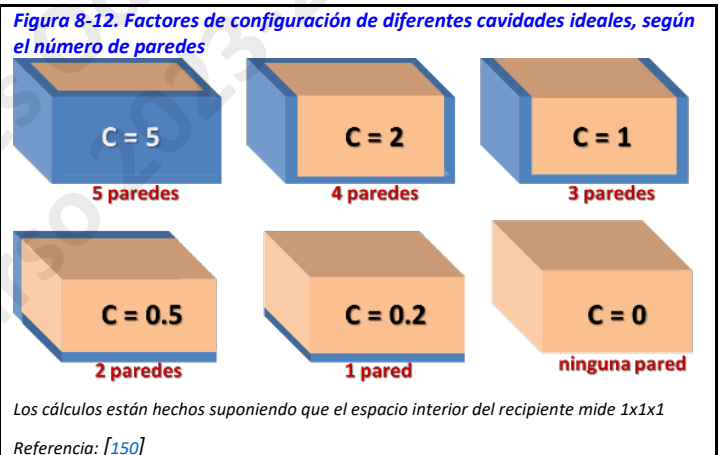
### 3 EL FLUJO DEL MATERIAL

Cuando un conjunto de monómeros que ocupa un volumen antes de polimerizar contrae, fluye hacia el centro de la masa. Este flujo está limitado por su confinamiento.

En la Figura 8-11 se representa el flujo de un material al polimerizar, suponiendo que está adherido a las paredes del recipiente que lo contiene (confinado, por tanto) y libre en su superficie.



La imagen representa un material adherido a las paredes del recipiente



### 4 EL FACTOR DE CONFIGURACIÓN

El factor (C) de configuración [150, 156] se define como la relación entre las superficies adherida y libre de un polímero que contrae en un recipiente que limita su movilidad (su flujo, Fórmula 8-3. Es adimensional y define su grado de confinamiento.

Cuanto más alto sea C (más superficie adherida con respecto a la libre) más confinado estará el material y más restringidos sus movimientos. En esquema, puede resumirse este factor como se expone en la Figura 8-12, en cavidades ideales. En las cavidades reales el concepto funciona igual, aunque las formas sean diferentes.

**Fórmula 8-3. El factor C, de configuración**

$$C = \frac{S. \text{ adherida}}{S. \text{ libre}}$$

Referencia: [150]

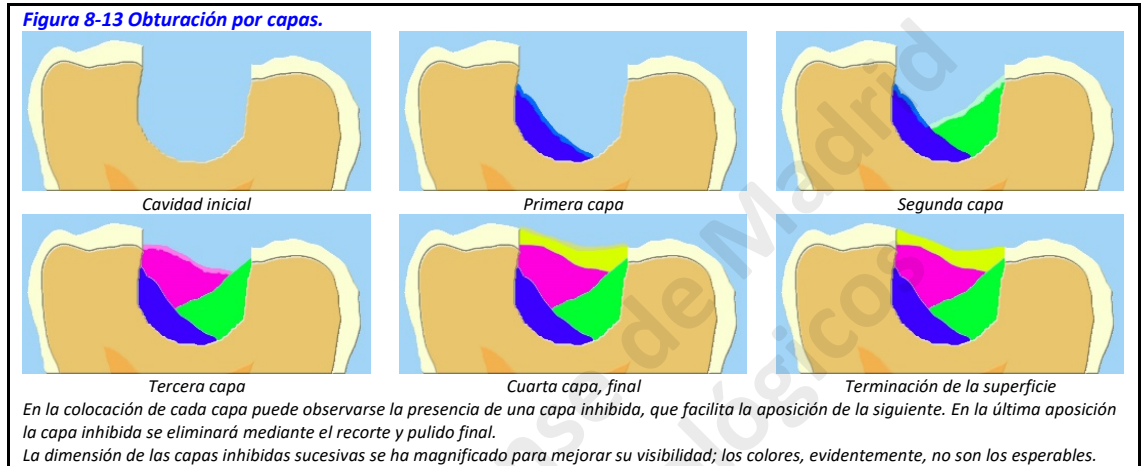
Para hacer más complejo el cálculo, debe recordarse que los polímeros contienen inevitablemente porosidades (ver La porosidad, en la pág. 20), cuyas superficies internas actúan como una superficie libre adicional, homogéneamente distribuida en el seno del material.

### Producción o fabricación de los BM

El factor de configuración debe tenerse en cuenta en el proceso de obturación de cavidades, para minimizar el efecto del estrés de contracción. Normalmente se utiliza la obturación por capas (esquemática en la Figura 8-13), porque...

- Se disminuye así al volumen de cada una de ellas y se maximiza la superficie libre.
- Al ser menos profundas las capas, se asegura la polimerización de todo su espesor
- Se dirige la contracción a las paredes adheridas, que no están enfrentadas (lo que agravaría los efectos de la contracción)

#### 5 EL



#### RITMO DE LOS SUCESOS

Para que un conjunto de monómeros polimerice, éstos deben desplazarse desde sus posiciones originales a aquellas que posibiliten la unión. Este desplazamiento está condicionado por:

- El tamaño de los monómeros: cuanto menor sea, más fácilmente podrán desplazarse por su tamaño y por la viscosidad del material.
- La temperatura: a mayor temperatura menor viscosidad del material y más fácil será el desplazamiento de los monómeros. Además, mejor adaptación tendrá a las paredes de la cavidad. Por ello el precalentamiento del material resulta en una mayor eficiencia del sistema [141].
- La velocidad de la reacción. Es el limitante crítico. Todo el proceso requiere tiempo, y éste depende mucho del ritmo al que se active el iniciador y al que transcurra la reacción.

Pueden suponerse dos escenarios:

#### A RITMO RÁPIDO.

Ocurre con la fotopolimerización, pues el material recibe un *impacto* luminoso súbito, que es más relevante cuanto mayor sea la irradiancia de la lámpara [158]; esto produce una rigidez súbita del conjunto del material, que dificulta la movilidad de los monómeros aún no acoplados. En los sistemas de polimerización dual el ritmo lo marca (en las zonas del material que reciben la luz) la activación lumínica.

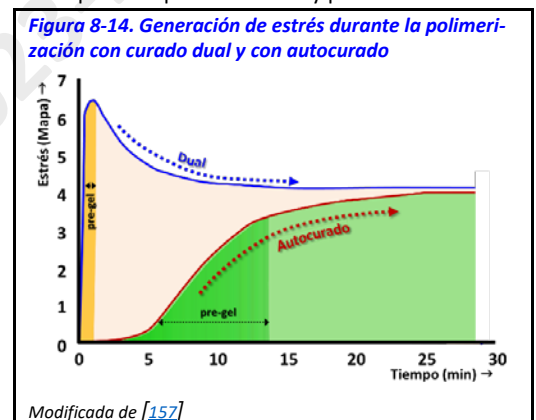
#### B RITMO LENTO.

Ocurre con la quimio- y con la termopolimerización (en la que, además, todo es más fácil debido al aumento de temperatura).

El ritmo de los sucesos tiene influencia no sólo en el grado final de conversión, sino en el ritmo en el que se genera el estrés de contracción en la interfase adherida y en el seno del material y, por tanto, del tiempo que tiene el sistema (contenedor, interfase adherida y material) para adaptarse.

En la imagen Figura 8-14 puede verse el estrés que se genera mediante la polimerización de dos polímeros de diferente tipo de curado. Puede verse que el estrés final es prácticamente igual, pero se llega por diferentes caminos:

- dual (foto- y quimiocurado). La fase pre-gel, durante la que los polímeros aún tienen movilidad, es muy breve. Y, además, la interfase adherida (del polímero a la pared) sufre un *tirón* muy rápido e importante.



### Producción o fabricación de los BM

- Hay que recordar que, aunque el sistema es dual, la iniciación lumínica toma el control (en las zonas a las que llega la luz con irradiancia suficiente).
- autocurado (quimiocurado). La fase pre-gel es mucho más larga y el sistema tiene mucho más tiempo para adaptarse.

#### 6 LA ELEVACIÓN DE LA TEMPERATURA

La reacción de polimerización es exotérmica. Dependiendo del volumen de polímero que se polimerice puede en ocasiones llegar a producir sufrimiento pulpar [159] o molestias al paciente durante el rebasado de dentaduras completas [160].

#### 7 LOS RESULTADOS DE LA POLIMERIZACIÓN

Post-polimerización o polimerización “en oscuro”

Aunque estrictamente pertenece al proceso de polimerización, es un tiempo clínicamente separado. Al terminar en la clínica la polimerización, aún hay radicales libres que quedan atrapados en la matriz rígida [161] y que durante un tiempo (hasta de meses, dependiendo de en qué ambiente esté el material) producen un incremento de la polimerización general, aunque menor [141].

Además, estos radicales libres, o monómeros, pueden suponer un problema de biocompatibilidad, debido a la lixiviación [162, 163].

#### 8 LA CAPA INHIBIDA O CAPA SIN POLIMERIZAR

Una de las desventajas de la fotopolimerización es su inhibición por el O<sub>2</sub> porque *captura* las moléculas excitadas del iniciador y el monómero [136] formando peróxidos [164] y deteniendo o enlenteciendo el proceso. Esto puede utilizarse como una ventaja pues permite poner capas de material con mejores perspectivas de unión a las capas previas, si éstas conservan la capa exterior, inhibida (ver Figura 8-13), como ocurre en la clínica o en la técnica CAD-CAM aditiva.

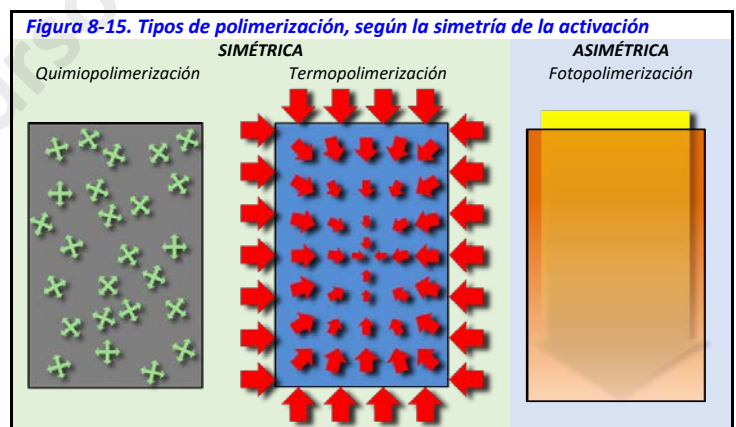
Los componentes de esta capa son los mismos que los del material sin polimerizar, pero con menos concentración de fotoiniciador [164]. Permite, si es delgada, la interdifusión a su través de los componentes de la capa superpuesta posteriormente. Si en cambio es más gruesa, puede suponer un problema mecánico en la restauración final. El grosor varía entre (aproximadamente) 3 y 23  $\mu$  [164, 165], dependiendo del material.

Si no existiera esta capa inhibida, la unión de las capas posteriores sería peor, pues deberían unirse a material completamente polimerizado.

#### 9 EL GRADO Y LA HOMOGENEIDAD DE LA CONVERSIÓN, DEL CURADO O DE POLIMERIZACIÓN

Los sistemas de iniciación de la polimerización (ver Los iniciadores de la polimerización, en la pág. 53) pueden dividirse en dos grupos (Figura 8-15):

- Aquellos cuya activación es no homogénea, asimétrica: la fotopolimerización.
  - la luz incide en una dirección determinada
- Aquellos en los que la activación es prácticamente homogénea, simétrica, en toda la masa del material:
  - la quimiopolimerización. El material debe mezclarse, pero puede asumirse que la mezcla logra un producto homogéneo.
  - la termopolimerización. No hay, estrictamente, manipulación. Aunque la elevación de temperatura no es simultáneamente igual en toda la masa, acaba siéndolo sin diferencias perceptibles.



Estas diferencias tienen efectos en el porcentaje de curado de las diferentes zonas de la masa de material y, por tanto, pueden producir zonas no homogéneas.

#### 10 EL PORCENTAJE, O GRADO, DE CURADO

Puede definirse como grado de curado, o de conversión (DC, *degree of conversion*), al porcentaje de los potenciales enlaces que han llegado efectivamente a formarse [141].



### Producción o fabricación de los BM

Su valor depende evidentemente de muchos factores, siendo los más importantes la movilidad de los monómeros (influida por su tamaño y por la temperatura), la eficiencia del sistema de iniciación, o el ritmo de los sucesos. Se estima que el valor del grado de conversión no es nunca mayor de (aproximadamente) un 90% [166].

Aun considerando las diferencias de composición de los polímeros o la eficiencia de los iniciadores puede decirse que, respecto al grado de conversión, siempre el que alcanza la termopolimerización es el más alto, que el que alcanza la quimiopolimerización es algo inferior, y el que alcanza en promedio la fotopolimerización es algo inferior, aun considerando que para las zonas más cercanas al emisor será muy bueno, pero para las más lejanas será inferior (Figura 8-15) [167].

## 11 LA HOMOGENEIDAD DEL CURADO

El porcentaje de curado no será homogéneo en todo el seno del

**Tabla 8-2. Resumen de la polimerización**

MEDIOS DE ACTIVACIÓN DE LOS INICIADORES	DENOMINACIÓN		USO EN CLÍNICA	EL MATERIAL DEBE MEZCLARSE	CONTROL DEL TIEMPO CLÍNICO	RITMO	GRADO DE CURADO	
	EN ESPAÑOL	EN INGLÉS						
QUÍMICOS	AUTOCURADO, autopolimerización, quimiocurado	Chemically cured (CQ), self-cured	Si	Si	Malo Solo del comienzo	Lento	Bueno, lento	
	Calor	TERMOCURADO	Thermocuring	No	No	-	-	Muy bueno
FÍSICOS	Luz	FOTOCURADO	Visible light cured (VLC)	Si	No	Medio Solo del comienzo	Rápido	Problemático No homogéneo
AMBOS		DUAL	Dual cured	Si	Si	Medio Solo del comienzo	Rápido	Problemático No homogéneo

material si el sistema de iniciación no tiene una acción simétrica en el material, como ocurre en la fotopolimerización (Figura 8-15)

Debido a la atenuación de la luz por las estructuras que debe recorrer y, a la vez, a la distancia de las diferentes zonas al emisor, el porcentaje de curado en los materiales fotopolimerizados decrece desde al alejarse de zona más cercana al emisor [141].

Dependiendo de la irradiancia del emisor, el color del material, su porcentaje de relleno y el tiempo de aplicación de la luz se entiende que la profundidad efectiva de polimerización en la clínica no es mayor de (aproximadamente) de 2mm.

## 12 RESUMEN

### C ALEACIONES

Las aleaciones son soluciones sólidas de sólidos en un metal [54], combinaciones de propiedades metálicas de dos o más elementos, de los cuales al menos uno es un metal.

La mezcla de dos metales en cantidades diferentes produce aleaciones diferentes las cuales tienen propiedades diferentes entre sí, con unas características típicas:

- punto de fusión ( $P_f$ , aunque no suele haber un punto de fusión, sino un rango, excepto en los eutécticos) más bajo que los de los componentes.

☞ Recuerde: las aleaciones tienen todas un **rango de fusión**. Solo hay una excepción: los eutécticos, que tienen un **punto de fusión**

- Mejor colabilidad y propiedades mecánicas.
- Excelente brillo y aspecto; se asemejan a los metales nobles.

### I LAS SOLUCIONES SÓLIDAS

Hay dos tipos de soluciones sólidas (Figura 8-17), según la ubicación del soluto en la red del solvente:

#### 1 SUSTITUCIONALES.

Los átomos del soluto simplemente sustituyen a algunos (o muchos) átomos del solvente.

La diferencia de tamaños (entre los átomos del solvente y del soluto) es, como máximo, aproximadamente de un 15% [3], pues deben ser parecidos para poder sustituirse. Además ambos elementos deben tener una estructura cristalina similar

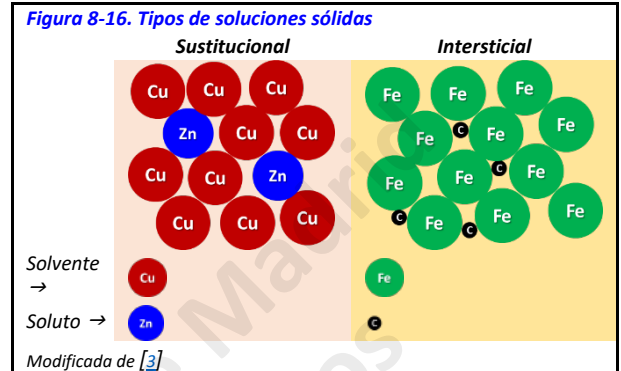
## 2 LOS COMPUESTOS INTERMETÁLICOS

Son soluciones sólidas sustitucionales a partir de átomos de similares tamaños y cargas con una estructura cristalina idéntica a la del solvente. Tienen características muy aceptables (alto rango de fusión, baja densidad, alta resistencia, poca oxidación y *creep*) [168, 169]. Sin embargo son frágiles a temperatura ambiente.

### 3 INTERSTICIALES.

Cuando las diferencias de tamaños entre los átomos sobrepasan el 15% mencionado antes; los átomos del soluto ocupan intersticios en la red cristalina.

Los átomos del solvente deben tener más de una valencia. Los átomos del soluto deben tener menos del 59% del radio atómico del solvente. Como el espacio disponible en la red es limitado, generalmente solo átomos con radios menores de 1Å pueden formar estas soluciones.



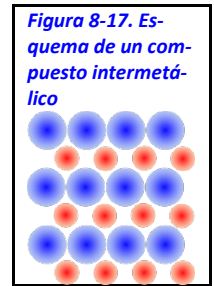
En ambos casos se produce un endurecimiento (*toughening*) por solución sólida (ver Solución sólida, en la pág. 66)

Según la solubilidad entre sí de los metales de la solución sólida, puede haber:

- Solubilidad *ilimitada*. Se formará una sola fase, en el estado sólido; se denominan *soluciones sólidas continuas* [170]
- Solubilidad *limitada*. Uno de los componentes puede disolverse solo hasta cierto límite en el otro. En este caso se producen dos o más fases en la solución.

## II LOS DIAGRAMAS DE FASE

El concepto de fase en los diagramas de fase ES EL MISMO que se ha venido manejando en este manual: “una región del espacio, ocupada por materia, en un estado determinado (sólido, líquido,...)”, como se indica en Los BM en odontología como la ciencia de las interfases, en la pág. 30).



Sin embargo, el concepto “cada una de las partes macroscópicas, de composición química y propiedades físicas homogéneas, que forman un sistema”, que también se menciona en el mismo lugar, se aplica de manera diferente: las propiedades químicas de cada fase, en los diagramas de fases, no son necesariamente idénticas en toda la fase. No debe, tampoco, confundirse el estado de una fase (sólido, líquido) con su denominación.

Por ejemplo: una fase sólida (en cuanto a su estado) puede contener dos fases ( $\alpha$  y  $\beta$ ), con diferentes estructuras cristalográficas y proporciones de sus componentes.

Los materiales puros solo tienen una fase. En cambio las aleaciones pueden tener dos o más fases simultáneamente.

Las fases sólidas en un material tienen las siguientes características [59, 170], considerando lo afirmado más arriba:

- Los átomos que forman la fase tienen la misma estructura o arreglo atómico.
- La fase tiene la misma composición química en todo su volumen.
- Presenta las mismas propiedades físicas.
- Posee una interfase definida con su entorno.

Un diagrama de fase es un gráfico en cuyo eje vertical se mide la temperatura y en el eje horizontal se mide el porcentaje en peso de los componentes que forman la aleación.

Su diseño es distinto según sea la solubilidad entre sí de los metales que componen la aleación. Mostraremos aquí ejemplos de aleaciones de dos metales, más simples.

### 1 DIAGRAMA DE FASE EN UNA SOLUCIÓN CON SO

### 2 LUBILIDAD ILIMITADA

Todos los diagramas tienen en el eje de abscisas la proporción del segundo elemento y en el de ordenadas la temperatura (Figura 8-18). Son importantes las siguientes partes, o zonas:

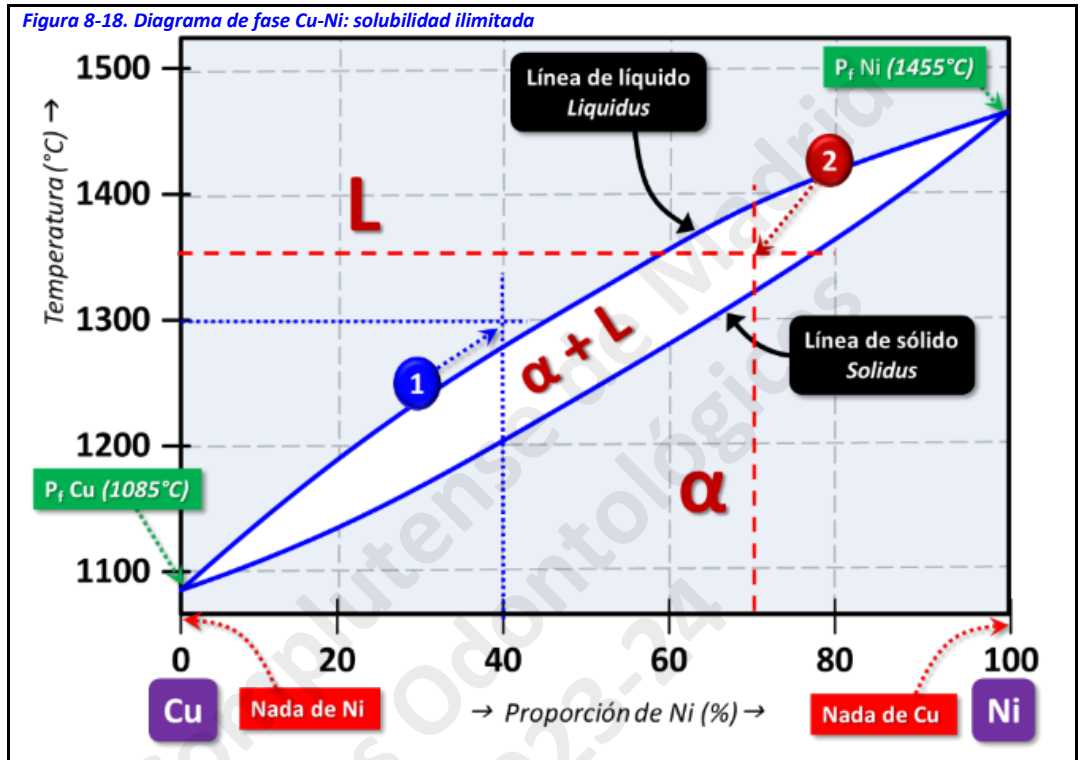
#### A ZONA DE LÍQUIDO

L, en la Figura 8-18. Toda la aleación está en estado líquido (fase líquida, en cuanto a su estado).

#### B LÍNEA DE LÍQUIDO (LÍQUIDUS)

Separa la fase líquida de la zona con dos fases (refiriéndose a dos fases que se diferencian por su estado: líquida y sólida).

- Si la aleación se está enfriando, define las temperaturas a las que empieza a cristalizar (y comienza, por tanto, a formarse una fase sólida (que, recuérdese, podría contener varias fases sólidas,  $\alpha, \beta, \dots$ ).
- Si la aleación se está calentando, define las temperaturas a las que todo el sólido ha pasado a líquido, con esas proporciones.



#### C ZONA SÓLIDO Y LÍQUIDO (A + L)

Conviven la fase líquida con el inicio de la solidificación.

#### D LÍNEA DE SÓLIDO (SÓLIDUS)

Separa la zona de dos fases de la zona de una sola fase sólida (fase  $\alpha$ , en el ejemplo, pero podrían ser más).

- Si la aleación se está enfriando, define las temperaturas a las que la aleación ya no contiene fase líquida.
- Si la aleación se está calentando, define las temperaturas a las que la aleación comienza a fundirse, formando fase líquida.

#### E ZONA DE SÓLIDO (ALFA)

Toda la aleación está en estado sólido (fase sólida). Podría contener más de una fase cristalina; en este ejemplo suponemos que habrá solo una ( $\alpha$ ).

En el eje de abscisas el 0% (a la izquierda) marca que no hay presencia del segundo elemento (en este caso el Ni, en la Figura 8-18), por lo que habrá un 100% del primero (Cu, en la Figura 8-18). A la inversa ocurre con el 100% del eje.

Puede comprobarse como las aleaciones no tienen una temperatura de fusión, sino un rango, excepto en los eutécticos (ver más adelante). En el ejemplo, el rango de fusión es 1085 (p.f. del Cu) a 1455°C (p.f. del Ni), pues los puntos de fusión de los materiales puros se sitúan en los extremos de la gráfica.

Si se produce solo una fase sólida en la aleación, como ocurre en una aleación Cu-Ni (fase  $\alpha$  en la Figura 8-18), el diagrama de fases muestra las fases presentes en la aleación en función de la temperatura y la composición química

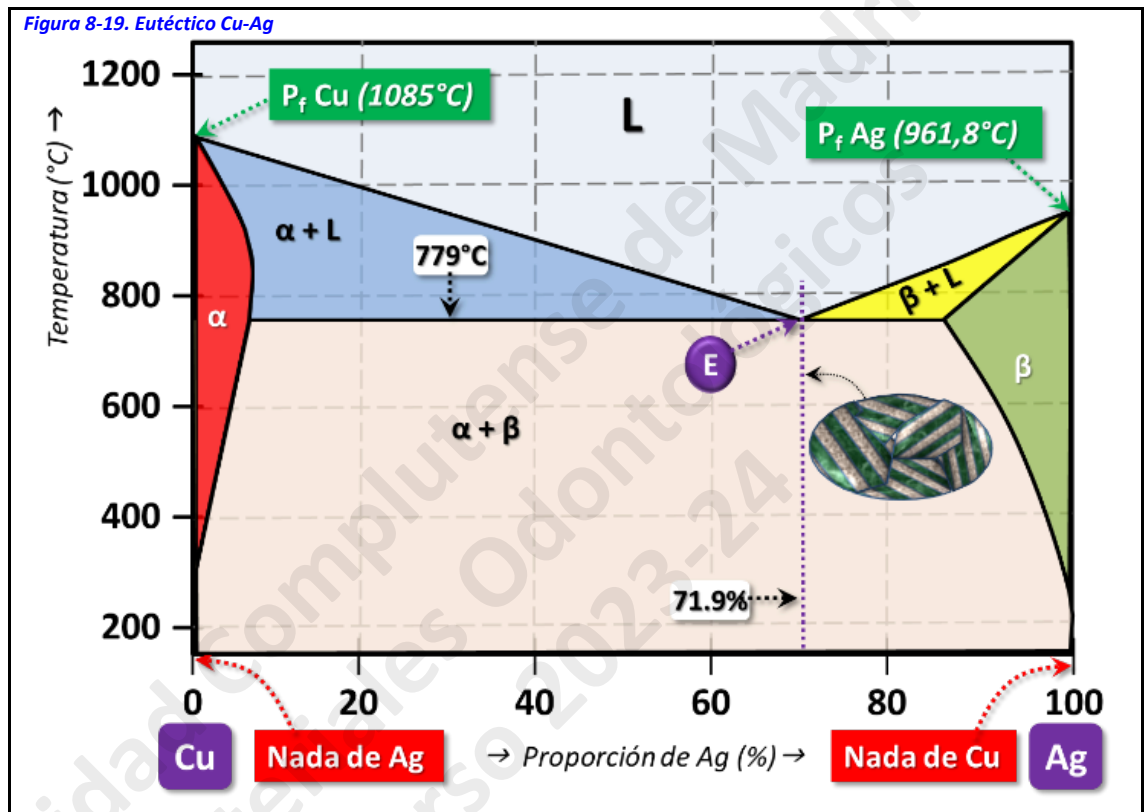
Supongamos una temperatura de 1300°C, y que la aleación está formada por 40% Ni (y, por tanto, 60% Cu).

En el diagrama se traza una línea horizontal a 1300°C y luego una línea vertical en 40% de Ni (líneas azules ..... de puntos, Figura 8-18) o, lo que es lo mismo en el 60% de Cu.

El punto donde se cruzan estas dos líneas (punto 1 en la Figura 8-18) representa a la aleación.

El nombre de la zona donde queda ubicado el punto nos da el nombre de la fase o fases presentes. Para este ejemplo, la aleación se encuentra en fase líquida a esa temperatura y con esa composición química.

La composición química de las fases presentes



- Como la aleación posee en ese punto solo una fase, la composición de la fase es igual a la composición de la aleación.
- Si hay más de una fase (sólida y líquida, como ocurriría en el 2 en la Figura 8-18), la composición de cada una de ellas se encuentra aplicando la *regla de la palanca*, para lo que remitimos al estudiante a textos más avanzados.

### 3 LOS EUTÉCTICOS

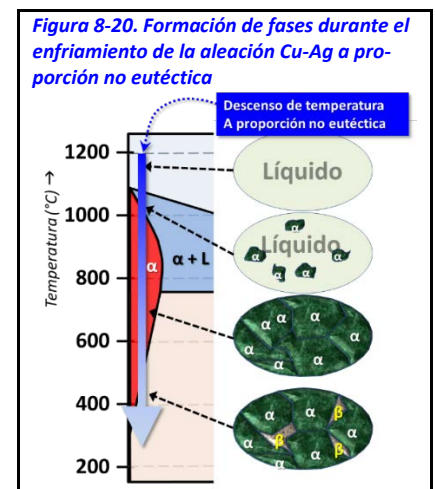
Un sistema eutéctico es una mezcla homogénea de sustancias que funde o solidifica a una temperatura inferior que las de cualquiera de sus componentes. [171]. Tienen a ser duros y tenaces, con poca deformación plástica.

Utilizaremos el diagrama de fases Au-Cu como ejemplo (Figura 8-19).

Los eutécticos tienen una estructura muy organizada (Figura 8-21) porque deben desplazarse poco para alcanzar la concentración local correcta (en el óvalo, en la Figura 8-19).

A cierta proporción Cu/Ag (71.9% de Ag), al enfriarse la aleación solidifica en bloque formando el eutéctico (línea morada ..... vertical, en la Figura 8-19), a 779°C.

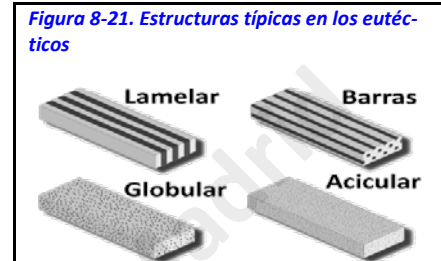
Si la aleación estuviera en estado sólido y estuviera formada por Cu y Ag en esas proporciones, a esa temperatura fundiría toda a la vez



Los eutécticos son las únicas aleaciones que tienen una **temperatura** de fusión (en vez de un rango).

Si, en el caso de la aleación Cu-Ag mencionada se utilizase otra proporción de sus componentes, el descenso de temperatura desde el estado líquido iría produciendo cambios en la aleación (Figura 8-20):

- Fase líquida
- Dos fases: líquida y sólida (con una sola fase: fase  $\alpha$ )
- Una fase, con una fase sólida (fase  $\alpha$ )
- Una fase, con dos fases sólidas ( $\alpha\beta$ )



## 9 PROCESOS

En este amplio capítulo se incluyen los procesos y transformaciones a los que están sometidos los BM durante su preparación o uso. Muchos son generales, aun ocurriendo de manera diferente para cada tipo de BM, como la fractura, el desgaste o la fatiga, y otros específicos y afectan solo a algunos BM, como el colado o la polimerización.

Para entender varios de estos procesos es preciso recordar cómo son los sólidos en cuanto a su cristalización y como son los defectos que inevitablemente contienen, temas tratados en apartados anteriores.

### A DEFORMACIÓN

Si un material está sometido a un esfuerzo, sus átomos o moléculas se desplazan, con lo que el material se deforma y ello condiciona sus comportamiento mecánico [56].

#### I LA DUCTILIDAD Y LAS DISLOCACIONES

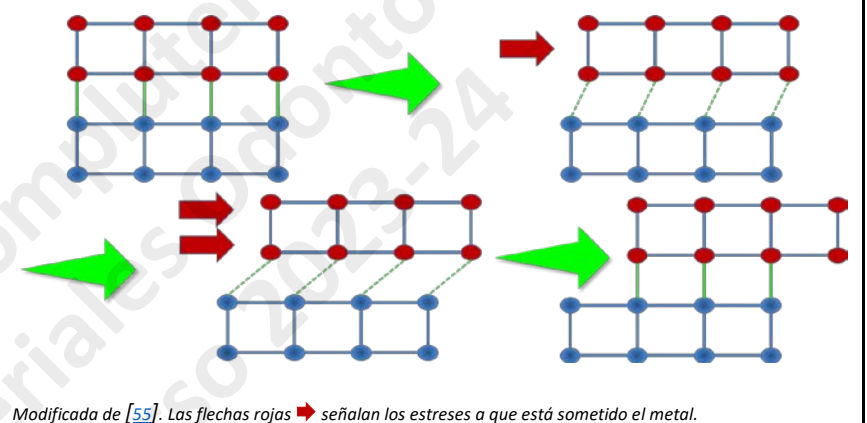
Las cerámicas están formadas principalmente por átomos con enlaces de carácter iónico, lo que hace muy difícil que las dislocaciones puedan desplazarse, porque al moverse alterarían la neutralidad eléctrica: en las cerámicas las dislocaciones no pueden prácticamente moverse, y por eso este material no es dúctil, pues no pueden tener deformaciones plásticas significativas [1, 59].

El enlace metálico, en cambio, es tal que la neutralidad eléctrica no se ve afectada por el movimiento de los átomos: las dislocaciones no tienen impedimento para desplazarse y por eso muchos metales son dúctiles, no frágiles (Figura 9-1), y se pueden bruñir<sup>18</sup> o formar con ellos láminas (maleabilidad) o alambres (ductilidad) [1].

### B CREEP O FLUJO EN FRÍO

Es la tendencia de los sólidos a moverse lentamente y a deformarse permanentemente por la acción de un estrés mecánico mantenido [56, 172]. Es una deformación plástica dependiente del tiempo, que se debe a la exposición a estreses mantenidos que están por debajo del límite de fluencia (*yield*) y es facilitado por el aumento de temperatura.

Figura 9-1. Esquema de la formación y traslado de una dislocación en un metal ideal



Modificada de [55]. Las flechas rojas → señalan los estreses a que está sometido el metal.

### C FRACTURA

La fractura es la separación de un sólido en dos o más partes, debida a la acción de un esfuerzo [61], por la propagación de cracks.

La fractura es, probablemente, el suceso desfavorable más notorio y dañino que se da en los BM, por sus efectos normalmente catastróficos.

#### I EL FACTOR DE INTENSIDAD DEL ESTRÉS (STRESS INTENSITY FACTOR) Y LA RESISTENCIA A LA FRACTURA (FRACTURE TOUGHNESS)

Basado en los criterios de Griffith [173], el factor de intensidad del estrés ( $K$ , Fórmula 9-1) y sirve para predecir la intensidad del estrés en los materiales frágiles, en la vecindad del extremo de un crack [62, 63, 174-176].

Fórmula 9-1. Factor de intensidad del estrés ( $K$ ) y fracture toughness ( $Kc$ )

$$G_c = \frac{\sigma^2 \pi c}{2E} \rightarrow \sqrt{2EG_c} = \sigma \sqrt{\pi c} = K$$

Si se alcanza el estrés crítico  $\Rightarrow K = K_c$

$G_c$ : resistencia del material (cantidad de trabajo que se precisa para hacer crecer el crack, equivalente a  $\gamma_s$ );  $c$ : longitud del crack;  $E$ : módulo elástico del material

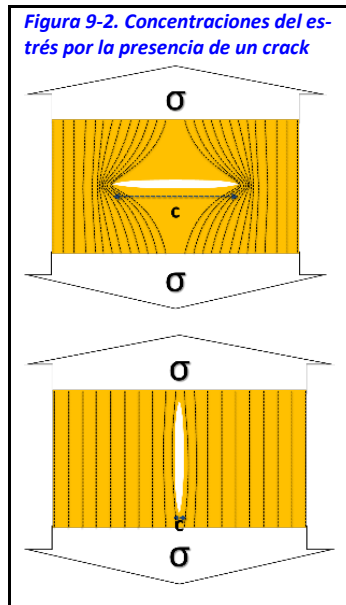
$K$ : factor de intensidad del estrés;  $K_c$ : fracture toughness [62, 63]

<sup>18</sup> Aunque el DLE define bruñir como sacar lustre o brillo a un metal, o una piedra, esta definición no casa con el concepto de bruñido en odontología, pues se entiende que en el bruñido hay una deformación plástica del material para adaptarlo al margen

La fractura (normalmente rápida) ocurre cuando se alcanza un factor de intensidad del estrés crítico ( $K_c$ ). Entonces,  $K = K_c$ , siendo  $K_c$  la resistencia a la fractura (*fracture toughness*) del material.

## II CONCENTRACIONES DEL ESTRÉS

Un concentrador del estrés es cualquier discontinuidad que amplifique el estrés aplicado: como éste no puede transferirse a su través (pues son discontinuidades en la materia, o cracks), el estrés se concentra en sus extremos (Figura 9-2).



Por tanto, las imperfecciones de la estructura o la superficie pueden actuar *-de hecho, siempre actúan-* como iniciadoras o facilitadoras de la fractura [173] al aumentar el nivel de estrés localmente en sus extremos.

La intensidad del estrés aumenta con la longitud de la imperfección en el plano perpendicular a la dirección del estrés, facilitando el alcanzar el estrés crítico (compárese las concentraciones locales del estrés en los extremos del crack, en la parte superior de la Figura 9-2 con las de la parte inferior)

Las imperfecciones superficiales se asocian normalmente con estreses mayores que las internas, lo que resalta la importancia del acabado y pulido. Estas imperfecciones tienen, en el uso de los BM habitual, orígenes frecuentes (Tabla 9-1).

### III TIPOS GENERALES DE FRACTURAS

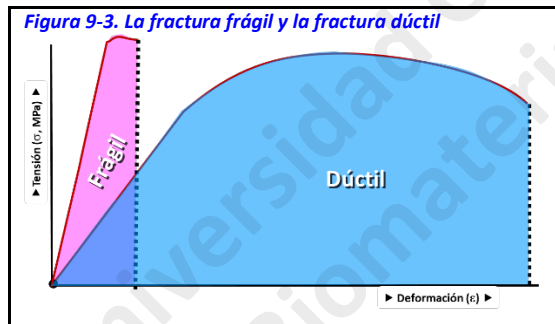
Tipos de fracturas según el comportamiento del BM

**Tabla 9-1. Orígenes habituales de las concentraciones de estreses, y sus posibles soluciones**

ORIGEN	EJEMPLOS	POSIBLE SOLUCIÓN
Imperfecciones superficiales	Poros, rugosidad por desgaste, daños mecánicos	Pulido y repulido
Imperfecciones internas	Poros, inclusiones, contaminantes	Mejorar el proceso de fabricación, modificar el tamaño
Cambios bruscos en el contorno	Ángulos internos en cavidades	Diseño con cambios progresivos
Grandes diferencias en el módulo (E) o en el coeficiente de expansión térmica (CET) de interfases soldadas		Utilizar en el material más frágil E ó CET más bajo (si no pueden igualarse)
Carga cíclica	Cúspides, puntos de contacto	Redondear los contactos para aumentar la superficie

#### 1 FRÁGIL

No hay deformación plástica aparente.



Normalmente ocurre por clivaje (rotura a lo largo de los planos cristalográficos de los enlaces interatómicos) y se facilita con el aumento ritmo del estrés y con el descenso de temperatura (el material se vuelve más frágil pues pierde ductilidad).

#### 2 DÚCTIL

Hay deformación plástica aparente y algo del estrés concentrado en el crack se disipa por la deformación.

### 3 TIPOS DE FRACTURAS SEGÚN LA CAUSA

De acuerdo con [3] las causas principales de las fracturas de los BM son:

#### A ESTÁTICA

Por la aplicación de cargas externas lentas

#### B POR IMPACTO

Por la aplicación de cargas externas súbitas

#### C POR FATIGA

Por la aplicación de cargas cíclicas subcríticas, repetidas

#### D DEPENDIENTE DEL TIEMPO (CREEP, O FLUJO EN FRÍO)

Es la tendencia de un sólido a moverse lentamente o deformarse permanentemente por la influencia de un estrés mantenido. Puede deberse a una exposición larga de estreses elevados, pero por debajo del punto de fluencia, y es más importante en los materiales sujetos a estreses térmicos mantenidos, aumentando si se acercan al punto o rango de fusión.

#### E POR ESTRESSES INTERNOS

Por estreses debidos a diferencias en los coeficientes de expansión térmica, por anisotropía en la expansión térmica, etc..

#### F POR FACTORES AMBIENTALES

#### G POR CORROSIÓN, ...

### D TOUGHENING (ENDURECIMIENTO, ROBUSTECIMIENTO, FORTALECIMIENTO)

Endurecimiento es la traducción al español del término inglés *toughening* <sup>[19]</sup>. Aquí se utiliza en el sentido de fortalecimiento, robustecimiento, indicando la mejora de la resistencia a la fractura de un material. En este apartado se siguen las propuestas de [56]

#### I EN LOS METALES

Básicamente se trata de dificultar la movilidad de las dislocaciones. Si no pueden progresar, no habrá rotura

##### 1 ENDURECIMIENTO POR DEFORMACIÓN PLÁSTICA, TRABAJO EN FRÍO

La mayor o menor facilidad para deformar plásticamente a un material depende de la facilidad de hacer que las dislocaciones comiencen a moverse y se mantengan en movimiento.

Las dislocaciones pueden desplazarse en el seno del material, bajo un esfuerzo, siguiendo los planos de deslizamiento, deformándose el material plásticamente (ductilidad, maleabilidad).

Al hacerlo la dislocación se divide y aumenta su número. Si este número sigue aumentando, comienzan a acercarse entre sí y a entrecruzarse (*pile-up*, apilamiento) [1] lo que no se permite: el material se vuelve rígido y pierde la ductilidad, apareciendo la fractura frágil; por ello es útil principalmente en metales muy dúctiles.

##### 2 ENDURECIMIENTO POR TAMAÑO DE GRANO

Siguiendo a [59], para una dislocación es más difícil atravesar las fronteras al pasar de un grano a otro que desplazarse en el interior del grano, donde la estructura cristalina es regular. Y sabemos que el que la dislocación tenga dificultades para moverse aumenta la resistencia del material.

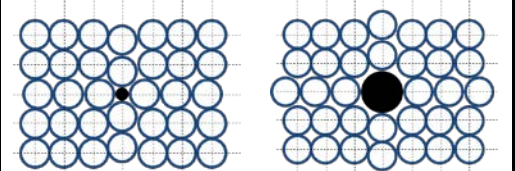
Si los granos del material son grandes, las dislocaciones atraviesan pocas fronteras para desplazarse una cierta distancia dentro del material. Pero si los granos son pequeños, la dislocación encontrará muchas fronteras en su desplazamiento, incrementándose por tanto la dificultad para moverse y fracturarlo.

Por ello, un material con granos grandes es en general menos resistente que un material con granos pequeños. A este fenómeno se le llama endurecimiento (fortalecimiento) por tamaño del grano.

##### 3 SOLUCIÓN SÓLIDA

Un metal puede fortalecerse mediante la aleación con otros elementos que se disuelven en la red cristalina, formando una solución sólida.

Figura 9-4. Esquema del efecto del tamaño de los átomos disueltos en una solución sólida sustitucional



Esquema (exagerado) modificado de [56]

<sup>19</sup> Nuevamente la polisemia creando problemas. El término español **endurecimiento** (traducción del *toughening* inglés) significa hacer que algo sea más duro (DLE) o, en una segunda acepción, robustecer el cuerpo o el espíritu, hacerlos más aptos para el esfuerzo. Este es el sentido en el que aquí se usa: **robustecimiento o fortalecimiento**.

Pero, atención, la traducción del término español **robustecimiento** es *strengthening*.

Los átomos disueltos distorsionan elásticamente la red en la que se disuelven (Figura 9-4), introduciendo campos locales de estrés tensional (izquierda, Figura 9-4), o compresivos (derecha, Figura 9-4) que dificultarán la progresión de las dislocaciones.

Además, las diferencias entre las uniones atómicas con los átomos sustitucionales crean un obstáculo denominado interacción de módulo.

#### 4 ENDURECIMIENTO MEDIANTE PARTÍCULAS

Ocurre cuando en una aleación hay alguna fase de tamaño grande más rígida, que puede actuar como relleno incrementando la rigidez (endurecimiento por partículas grandes).

Si la fase es de pequeño tamaño puede, si es más tenaz que la matriz o las otras fases, suponer un obstáculo a la progresión de las dislocaciones (endurecimiento por precipitación).

#### 5 ENDURECIMIENTO POR TRANSFORMACIÓN DE FASE

La transformación martensítica se estudia más ampliamente en otro apartado (ver La memoria de forma, en la pág. 78) y está presente también en las cerámicas.

#### 6 ENDURECIMIENTO DE LOS ACEROS

Los aceros tienen una forma específica de aumentar su fortaleza, denominada simplemente endurecimiento, que ocurre por las transformaciones de fase del Fe (austeníticas y martensíticas) en su interior y por la presencia del C.

##### A TEMPLADO (QUENCHING)

Consiste en el calentamiento y enfriamiento rápido de un metal (frecuentemente un acero) [73, 178], lo que produce una transformación martensítica formándose un eutectoide. La temperatura del baño o el ambiente a que se enfría debe hacer que el metal se enfríe uniformemente.

El resultado es un endurecimiento del material, y se utiliza sobre todo para fortalecer las aleaciones de Fe.

##### B RECOCIDO (ANNEALING)

Reduce la dureza y aumenta la ductilidad, lo que hace al metal más fácil de trabajar. Se calienta más allá de la temperatura de recrystalización y se deja enfriar (Figura 9-6).

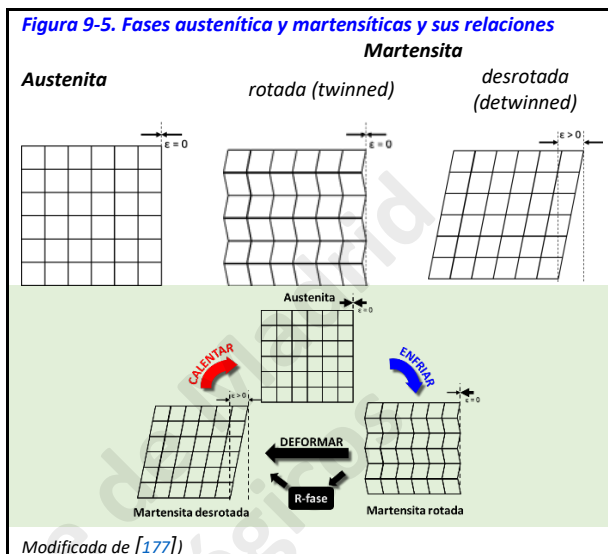


Figura 9-6. Recocido



## II EN LAS CERÁMICAS

Hay varios métodos de hacerlas más robustas, que frecuentemente se combinan

#### 1 INCLUIR ALÚMINA (AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)

Se añade hasta en un 50% de la masa de la cerámica. Tiene alta resistencia, y da lugar a las porcelanas aluminosas.

Aunque la alúmina tiene una temperatura de fusión muy elevada reaccionará en su superficie con la matriz (uniones covalentes).

#### 2 REDUCIR EL TAMAÑO DE LOS DEFECTOS

Este paso es necesario, evidentemente, que se produzca durante la fabricación. Muy influenciado por el tamaño del polvo que se utilice: cuanto menor sea éste mejor será el sinterizado y menores serán los espacios entre granos.

#### 3 DEFLEXIÓN DE CRACKS

Se busca hacer más largo el camino que el crack debe recorrer (lo que precisaría más energía).

Un mecanismo es la adición de partículas con alto módulo, que obligarían al crack a desviarse. Además, la inclusión de estas partículas genera un stress residual en su entorno, que también dificulta el avance del crack y lo obliga a desviarse.

#### 4 CRACK BRIDGING

Cuando se obliga a las paredes del crack a interactuar entre sí (por ejemplo, cuando se ve obligado a recorrer un límite de grano). Las fibras pueden tener un efecto similar.

#### 5 FORMACIÓN DE MICROCRACKS

Sorprendentemente, la introducción intencional de microcracks controlados de tamaño puede ayudar a disipar la energía de un crack que avanza y se encuentra uno.

Frecuentemente se localizan alrededor de las partículas añadidas.

#### 6 ADICIÓN DE PARTÍCULAS DÚCTILES (ENDURECIMIENTO POR DISPERSIÓN)

Causan un puenteo del crack porque éste debe primero deformarlas plásticamente antes de romperlas (y atravesarlas)

#### 7 ADICIÓN DE FIBRAS

##### A FIBRAS LARGAS

La adición de fibras (cuanto más largas, mejor) alineadas en la dirección del esfuerzo tensional al que se prevé que esté sometido el material robustecerá la cerámica porque las diferencias de elasticidad entre las fibras y la matriz cerámica hacen que se concentre el estrés en el extremo de las fibras.

Tiene el inconveniente de que debilita el material para cargas perpendiculares (o no paralelas) a la dirección de las fibras, por lo que a veces se incluyen fibras en varias direcciones, en capas sucesivas.

##### B FIBRAS CORTAS

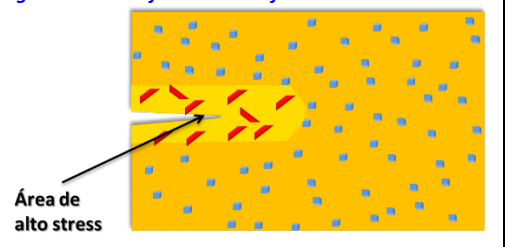
Vuelven el material isotrópico (no hay una dirección preferencial) si se orientan al azar. También puede usarse en láminas con orientaciones preferenciales.

#### 8 ENDURECIMIENTO POR TRANSFORMACIÓN

Se produce un aumento local del estrés en el extremo de progresión del crack, pues cuando el estrés alcanza las partículas, induce una transformación martensítica de fase (de cúbica a tetragonal) que ocupa más espacio y aumenta el estrés local, deteniendo el crack (Figura 9-7). Ocurre con algunas cerámicas a base de  $ZrO_2$ .

El proceso no es reversible [74, 179].

Figura 9-7. Transformación de fase



### III EN LOS POLÍMEROS

#### 1 AUMENTAR LA RESISTENCIA DE LAS UNIONES

por ejemplo añadiendo grupos polares

#### 2 DIFICULTAR EL DESLIZAMIENTO DE LAS CADENAS

añadiendo grupos laterales grandes o haciendo la cadena más rígida

#### 3 AUMENTAR LA CRISTALINIDAD

por ejemplo usando estructuras isotácticas

#### 4 ORIENTAR LAS CADENAS EN LA DIRECCIÓN DE LAS CARGAS

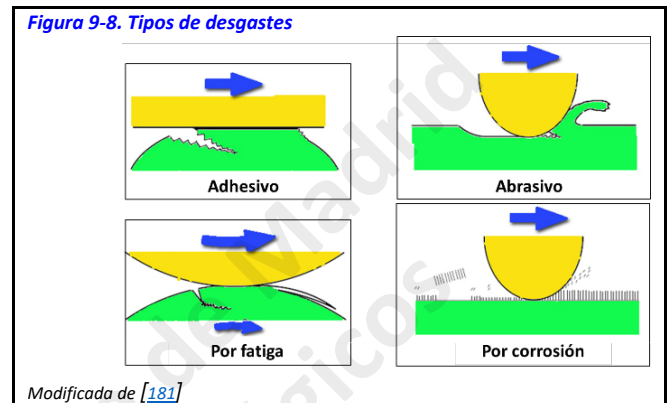
### E DESGASTE

El desgaste es el daño, la remoción gradual o la deformación de la superficie de un sólido [180] causada por el movimiento relativo de dicho sólido con otro o con otra sustancia.

El desgaste afecta tanto a los tejidos dentarios duros expuestos (esmalte, dentina, cemento) como a los BM [182, 183].

Es un fenómeno complejo que está influenciado por múltiples parámetros, entre ellos:

- la geometría del contacto
- la duración de la exposición
- las superficies que interactúan
- la fuerza normal que las enfrenta
- la velocidad de la interacción
- las condiciones ambientales
- la composición y dureza de los materiales en contacto



#### I TIPOS FUNDAMENTALES DE DESGASTE

Pueden reconocerse cuatro tipos fundamentales [181] (Figura 9-8), en los que siempre se producen partículas arrancadas de las superficies:

##### 1 ADHESIVO

Ocurre deformación plástica si entre las superficies en contacto hay una adhesión lo suficientemente resistente para evitar el deslizamiento, con lo que una parte del material es *arrastrada*. Se produce una deformación plástica que inicia un crack. No se necesitan múltiples ciclos de contacto.

##### 2 ABRASIVO

Si la superficie de contacto entre los materiales permite el enclavamiento o hay una superficie inclinada, ocurre un arrastramiento, que resulta en una pérdida de material de la superficie y la creación de un surco en la más débil. No se necesitan múltiples ciclos de contacto.

##### 3 POR FATIGA

Cuando se producen suficientes ciclos de contacto.

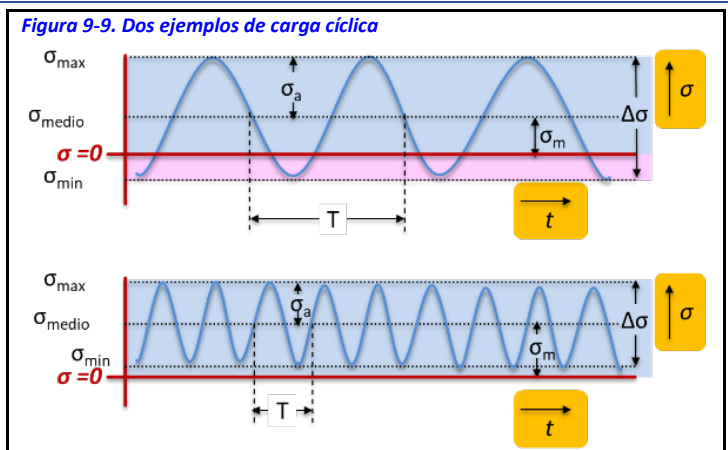
##### 4 POR CORROSIÓN

Cuando las superficies están expuestas a una corrosión relevante y se forman productos por la acción química o electroquímica. Ocurre si estos productos no están firmemente adheridos a la superficie en desgaste.

Ocurre una aposición de estos productos sobre la superficie original, produciendo un crecimiento relativo de ésta, que es eliminado por el desgaste, repitiéndose los ciclos.

### F FATIGA

La fatiga es el debilitamiento progresivo de un material debido a cargas cíclicas, que resultan en un daño estructural localizado y progresivo debido a la formación y/o el crecimiento de cracks, hasta el fallo (normalmente catastrófico y casi siempre inesperado) [184, 185].



Suele ocurrir a un estrés mucho menor que la fractura típica, que ocurre bajo cargas que sobrepasen la resistencia a la fractura.

La fatiga puede producirse principalmente por fuerzas (tensiones, compresiones) o deformaciones (térmicas). La frecuencia y la amplitud de los ciclos de estrés son críticas. Las cargas que producen la fatiga no tienen por qué ser, siempre, positivas (Figura 9-9, arriba). La fatiga es un proceso que se acumula hasta que se alcanza un máximo tolerable.

**Tabla 9-2. Parámetros de las cargas cíclicas**

Estrés medio	Amplitud del estrés	Rango del estrés	Estrés ratio
$\sigma_{medio} = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2}$	$\sigma_{amplitud} = \sigma_a^2$	$\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min}$	$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$
Modificada de [56]			

## I PARÁMETROS BÁSICOS DE LAS CARGAS CÍCLICAS

Se indican en la Tabla 9-2.

Debe tenerse en cuenta que frecuentemente, en las cargas usuales, ni  $\sigma_a$  ni  $\sigma_m$  son constantes, pues las fuerzas o deformaciones no son siempre de igual magnitud. Igualmente, T (el período) es muchas veces variable: el ritmo puede acelerarse y decelerarse.

Estos parámetros se utilizan en las curvas S-N (o  $\sigma$ -N, o de Wöhler), comúnmente usadas para describir el comportamiento de los materiales bajo fatiga [3] y cuyo estudio excede los propósitos de este manual.

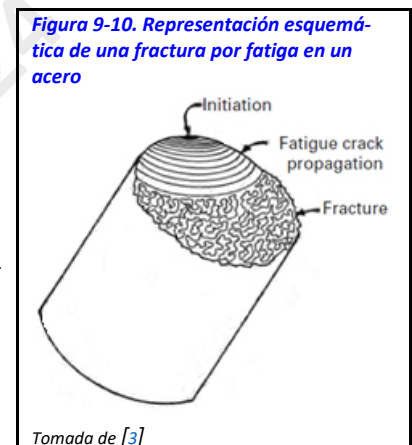
## II LA FATIGA EN LOS DIFERENTES BM

### 1 METALES

Suelen distinguirse tres fases: iniciación y propagación de los cracks, y final catastrófico, que dejan huellas diferentes en la nueva superficie (Figura 9-10).

Generalmente se deben a incrementos locales del estrés (ver Concentraciones del estrés), debidos a errores de diseño o de fabricación, o a defectos internos del material.

Los defectos o cracks microscópicos suelen ser irrelevantes bajo cargas estáticas, pero pueden crecer bajo cargas dinámicas, en la fatiga.



### 2 CERÁMICAS

Las cerámicas no tienen prácticamente deformación plástica ni dislocaciones, por lo que los cracks no crecen, como en los metales. Por ello la mayoría de las cerámicas se comportan igual bajo estreses estáticos que bajo fatiga: las cargas que soporten una vez las soportarán (casi) indefinidamente.



### 3 POLÍMEROS

El comportamiento bajo fatiga es similar al de los metales, aunque hay diferencias notables: se produce fatiga térmica bajo esfuerzos cíclicos mecánicos porque los polímeros tienen baja conductividad térmica y no pueden disipar fácilmente el calor producido localmente durante las cargas.

Si, en cambio, el incremento de temperatura producido en cada carga es pequeño o puede disiparse, el comportamiento bajo carga es parecido al de los metales.

La iniciación de los cracks puede ocurrir por roturas de las cadenas o por deslizamientos entre ellas (lo que, típicamente, produce el craquelado (Figura 9-11)).

## G LOS EFECTOS DEL AMBIENTE EN LOS BM

El ambiente a que están sometidos los BM odontológicos se menciona brevemente en el apartado sobre El medio oral o bucal, en la pág. 8.

Todos los materiales (metálicos, cerámicos, poliméricos) sufren degradaciones de sus características mecánicas o fallos prematuros cuando están sometidos a combinaciones de estrés y la acción ambiental [3]. En general al efecto de la degradación ambiental se le denomina corrosión: la destrucción química, electroquímica o biológica espontánea causada por la interacción de los BM con el entorno [186].

A continuación se exponen los efectos del ambiente en los diferentes grupos de BM.

## I EN LOS METALES

### 1 LA CORROSIÓN

En los metales el fenómeno de la corrosión tiene una base electroquímica: cuanto menos noble sea un metal más probable es que la reacción sea de oxidación, y cuanto más noble sea, más probable es que sea de reducción (Figura 9-12). Hay varios tipos diferentes de corrosión electroquímica [3]:

#### A GALVÁNICA

Dos metales en contacto, en un ambiente (normalmente un electrólito, como el agua o la saliva).

El menos noble se corroerá en la superficie de contacto. En odontología se produce, típicamente, cuando dos metales de dos restauraciones diferentes están en contacto, o cuando dos metales forman parte de una misma restauración.

Las maneras de reducirla, para los BM odontológicos, son:

- si van a juntarse metales diferentes, escogerlos de similar actividad
- evitar áreas pequeñas de contacto del metal menos noble (que hará de ánodo) con el más noble

#### B UNIFORME

Comúnmente (y de manera simplista) se conoce como oxidación a lo que ocurre cuando el Fe (o sus aleaciones) se exponen al aire, formándose el óxido  $\text{Fe}(\text{OH})_3$  (hidróxido de hierro III, Fórmula 9-2).

#### C CELDA DE CONCENTRACIÓN O CORROSIÓN DE HENDIDURAS O DEFECTOS

Siempre hay irregularidades en las superficies. Pero si estas son de cierta entidad se produce un estancamiento del electrólito principal (la saliva), lo que reduce la concentración local de  $\text{O}_2$ , generándose una diferencia de potencial (una micropila) entre la irregularidad y la superficie.

También se da en zonas donde la saliva se remansa (espacios interproximales, surcos profundos)

Las maneras de minimizarla son:

- preparar superficies sin irregularidades, pulirlas periódicamente
- limpiarlas frecuentemente

#### D CORROSIÓN INTERGRANULAR; LAS HETEROGENEIDADES EN EL METAL

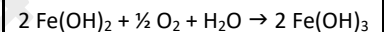
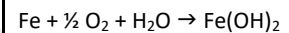
Ocurre en las fronteras de los granos, que son energéticamente más activas que el interior, y en ellas hay desorden (Figura 9-13). Además, cuando se exponen a un electrólito se disuelven preferencialmente y forman un surco.

#### E STRESS CORROSIÓN CRACKING

Más común en aleaciones que en metales puros [187], aunque no es exclusiva de los metales.

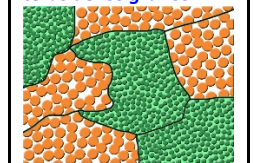


#### Fórmula 9-2. Corrosión uniforme



Modificada de [3]

**Figura 9-13. Corrosión intergranular: las fronteras de los granos**

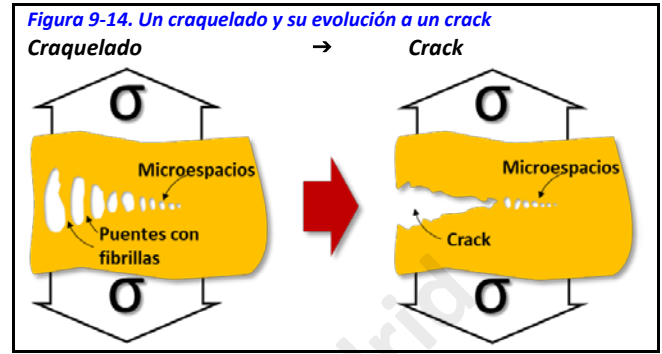


Es muy dependiente del medio y ocurre bajo esfuerzos de tensión.

Se crean cracks internos o en la superficie, que al avanzar forman nuevas superficies en las que se reproducen los fenómenos de corrosión, propagándose los cracks por etapas [186].

#### F LA PASIVACIÓN

Algunos metales normalmente activos (Cr, Ni, Ti, Al) se vuelven pasivos (pierden su reactividad química y se vuelven inertes: se *pasivan*) al formarse una fina capa, fuertemente adherida, de óxido en la superficie, que les protege de la corrosión.



## II EN LOS POLÍMEROS

Los polímeros, aunque en general son resistentes a los ataques ácidos, se afectan por la exposición al O<sub>2</sub>, la humedad, a algunos solventes o a la radiación UV.

### 1 SOLVENTES

Un solvente puede romper las cadenas o sus uniones de varias maneras:

- escisión al azar de las uniones intracadena.
- produciendo una pérdida sucesiva de monómeros, a partir de los extremos de las cadenas.

Los polímeros termoplásticos -sin entrecruzamientos- son más fácilmente solubles. Cuanto mayor sea el Pm de las cadenas que lo forman, menor será la solubilidad del polímero. Los polímeros termoestables, entrecruzados, son menos solubles.

### 2 HINCHAZÓN (SWELLING)

Un soluto puede difundir en ellos, hinchándolos o separando las cadenas de manera que sus uniones intercadena se debiliten, ablandando el polímero -actuando como plastificante; se parece en esto al ataque de los solventes - y modificando sus dimensiones.

En los polímeros monolíticos (que no son compuestos) estos cambios pueden ser reversibles.

Si, en cambio, el polímero constituye una matriz conteniendo una segunda fase, la hinchazón puede dar lugar a tensiones internas debido a la diferencia de expansión entre el polímero (la matriz) y la fase disuelta en él.

### 3 OXIDACIÓN

Ocurre durante toda la vida del polímero, por su contacto con el O<sub>2</sub>; es más grave el contacto con O<sub>3</sub>.

El O<sub>2</sub> penetra en el polímero y aumenta su entrecruzamiento: disminuye su resistencia a la fractura y su flexibilidad.

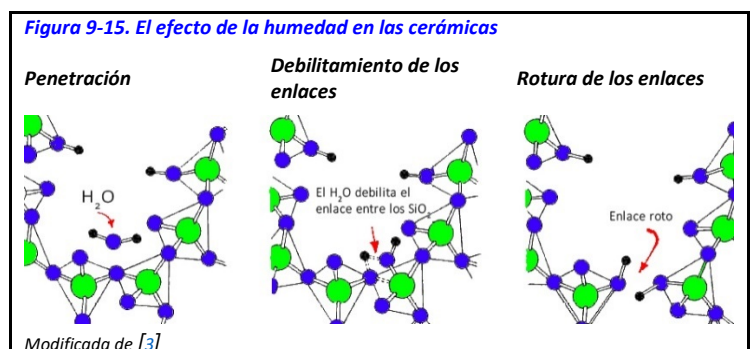
### 4 RADIACIÓN

Los rayos UV o los RX pueden ionizar los polímeros, rompiendo las cadenas, produciendo decoloración, fragilización o cracking superficiales, y la pérdida en general de propiedades mecánicas.

### 5 CRAQUELADO (CRAZING)

Se produce una fina red superficial en la superficie [188], que es microscópica (se ve por la reflexión de la luz en los cracks).

Se producen porque las fuerzas de van der Waals -más débiles que las uniones covalentes- se sobrepasan.



No son estrictamente cracks, ni están vacíos como ellos (ver Figura 9-11) pues mantienen unos puentes de fibrillas que unen sus paredes (Figura 9-14). Se forman perpendicularmente a la tensión aplicada, y pueden terminar siendo el origen de cracks.

### III EN LAS CERÁMICAS

Las cerámicas son muy estables, y mucho más inertes que los metales y los polímeros. Pero se afectan por la humedad y la oxidación.

#### 1 LA HUMEDAD

Afecta principalmente a las cerámicas basadas en  $\text{SiO}_2$ . El mecanismo se expone en la Figura 9-15, y en inglés se denomina *stress corrosion cracking of glass*.

#### 2 LA OXIDACIÓN

Las cerámicas con óxidos metálicos son básicamente estables en ambientes con  $\text{O}_2$ . Las que no lo son tienden a oxidarse.

### H UNIONES: PRESENTACIÓN GENERAL DE LA ADHESIÓN

A los efectos de este manual, podemos definir la unión como la acción de juntar dos o más cosas entre sí haciendo de ellas un todo, de manera que se forme una unidad funcional.

Uno de los grandes objetivos de la odontología es la producción de unas interfases *-entre los BM y los tejidos en los que se alojan o con los que están en relación-* funcionalmente útiles y que sellen al menos tanto como las originales. Esto se consigue, normalmente, mediante las uniones.

Las uniones utilizan normalmente un dispositivo, de dos maneras...

- **Externo** a los adherentes (izda., Figura 9-16), por ejemplo en un tornillo de fijación de un pilar de un implante osteointegrado, o la fijación mediante ligaduras de un arco ortodóncico a un bracket.
- **Interno** situado *entre* ellos (dcha., Figura 9-16), que se denomina adhesivo y que produce lo que, por extensión, se denomina adhesión<sup>20</sup>. El caso de las uniones magnéticas es especial. El dispositivo responsable de la unión está situado *entre* los adherentes, y fijado previamente a ellos, pero la preparación no sigue las fases generales de un proceso adhesivo (ver Las fases generales de la adhesión, más adelante) pues los imanes están previamente preparados y no se modifican durante el proceso.

En la odontología se utilizan ambas, pero en este manual se tratará de la segunda de ellas; el dispositivo interpuesto, normalmente un polímero [189], puede utilizarse en frío, o en caliente.

El estudiante debe entender que la referencia a un material adhesivo abarca un conjunto de materiales mucho mayor que el que comúnmente se utiliza en la odontología conservadora o la restauración adhesiva.

### I EL ADHESIVO

#### 1 DEFINICIONES

**Adherente:** cualquier material que vaya a unirse a otro

**Adhesivo:** cualquier material que, aplicado a las superficies de otros dos materiales (los adherentes) puede unirlos y evitar la separación [189] (en azul, en la Figura 9-16, dcha.).

#### 2 REQUISITOS DE UN ADHESIVO

Debe mojar las interfases de los adherentes, extendiéndose en ellas, con un ángulo de contacto lo más cercano posible a 0.



<sup>20</sup> El término adhesión significa, para el DLE, bien a): la acción y efecto de adherir o adherirse, o bien b): la fuerza de atracción que mantiene unidas moléculas de distinta especie química

Por esta razón los adhesivos están en estado líquido o muy fluido y tienen una viscosidad relativamente baja. En la Figura 9-17 se muestran varias interacciones de adhesivos con un adherente .

Debe endurecer para formar un sólido con suficiente resistencia cohesiva (con una excepción: los adhesivos de presión, que permanecen mucho tiempo viscosos y con capacidad adhesiva, lo que permite pegarlos y despegarlos varias veces). Esto puede ocurrir mediante...

- Una reacción química
- Una pérdida de solvente o de agua
- Por enfriamiento (en el caso de las uniones en caliente, como la soldadura).

### 3 COMPOSICIÓN DE LOS ADHESIVOS

Casi todos (¡pero no todos!) son polímeros en el momento de aplicarse, o bien se forman polímeros al reaccionar.

- Los lineales y ramificados son relativamente solubles, lo que se aprovecha para producir adhesivos que se aplican disueltos -para reducir su viscosidad y facilitar el mojado- y requieren la pérdida del solvente para endurecer.
  - Son la base de la odontología adhesiva, que se desarrollará más adelante, en la parte específica (Polímeros)
- Los entrecruzados no son casi solubles en solventes. Se usan para adhesión de estructuras, porque no tienen prácticamente *creep*.

## II LA ESCALA DE LA ADHESIÓN

Según la escala en la que se trabaje pueden, a efectos didácticos, reconocerse dos tipos de adhesión en odontología, que dibujan tres modalidades:

### 1 MECÁNICA.

- **Macromecánica.** Su escala es el cm: se ve lo que se hace.
- **Micromecánica.** Su escala es desde el mm hasta unas decenas de  $\mu$ . No se ve lo que se hace, al menos el detalle.

### 2 QUÍMICA. SU ESCALA ES EL NM.

## III LAS FASES GENERALES DE LA ADHESIÓN MACRO- Y MICROMECA-NICA

Las fases generales de todos los procesos para lograr una adhesión macro o micromecánica se muestran en la Figura 9-18. En la parte específica correspondiente se detallan las maneras cómo cada paso se ejecuta para los diferentes materiales.

### 1 PASO 1º: PREPARACIÓN DEL ADHERENTE 1

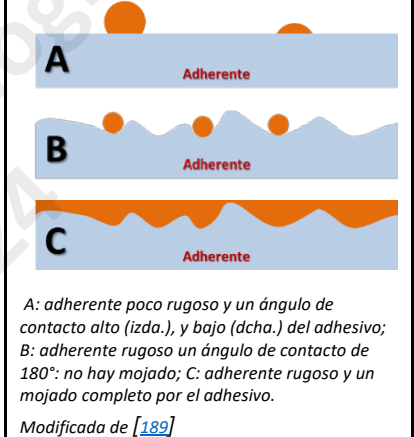
Normalmente está en estado sólido. Y suele ser un tejido dentario (esmalte, dentina, cemento) u otro material (metal, cerámica, resina, etc.) cuya superficie se prepara para la adhesión (↓)

Frecuentemente se utiliza además un agente para que facilite la penetración posterior del adhesivo (un *primer*).

#### A EL CONCEPTO DE IMPRIMADOR O PRIMER

Un imprimador (*primer*) es un material preparatorio, un promotor de la adhesión, que mejora la eficiencia o la aplicabilidad del adhesivo sobre la dentina, la cual es hidrofílica. El *primer* facilita su mojamiento por el adhesivo (que es frecuentemente hidrofóbico) [190].

Figura 9-17. Interacciones de un adhesivo con un adherente



Normalmente están compuestos de monómeros hidrofílicos en un solvente soluble en agua (agua, alcohol o acetona).

#### 2 PASO 2º: COLOCACIÓN DEL ADHESIVO

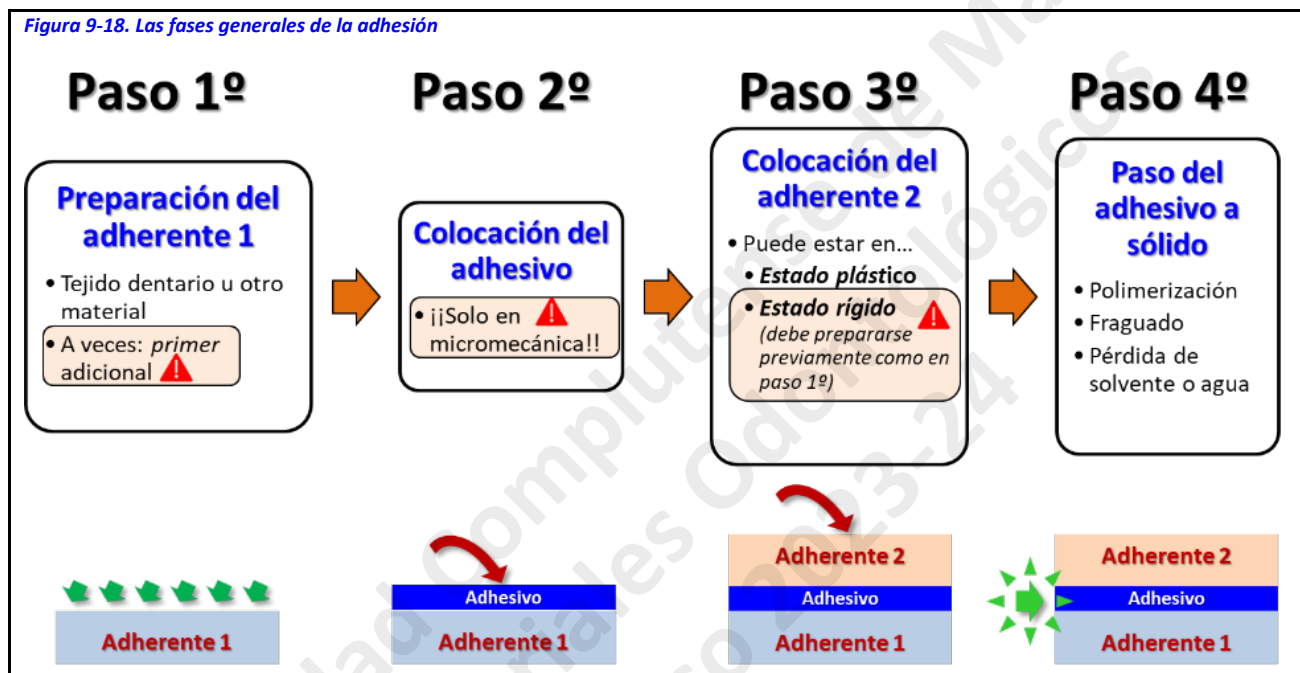
En la superficie recién preparada del adherente 1

Solo es necesario en adhesión micromecánica, pues en la macromecánica el adherente 2, aun siendo muy viscoso, podrá colocarse en las retenciones recientemente preparadas en el adherente 1.

#### 3 PASO 3º: COLOCACIÓN DEL ADHERENTE 2

##### A SEGÚN EL ESTADO EN QUE ESTÉ EL ADHERENTE 2:

###### (1) SI EL ADHERENTE 2 ESTÁ EN ESTADO PLÁSTICO O FLUIDO



Por ejemplo, en una restauración directa con una resina compuesta, su paso a rígido puede hacerse a la vez que la del adhesivo, habitualmente mediante una foto- o quimiopolimerización.

###### (2) SI EL ADHERENTE 2 ESTÁ EN ESTADO RÍGIDO

Por ejemplo, en el cementado de una corona o de un bracket: su superficie debe prepararse previamente de manera similar a como se hizo en el primer paso.

##### B SEGÚN LA COMPOSICIÓN DEL ADHESIVO:

###### (1) SI EL ADHESIVO ES UN POLÍMERO

- Si el adherente 2 es opaco, necesariamente deberá ocurrir mediante una quimiopolimerización
- Si el adherente 2 es traslúcido, podrá ocurrir mediante una fotopolimerización.

###### (2) SI EL ADHESIVO ES UN CEMENTO

- Si fragua (los cementos no polimerizan: fraguan) mediante una reacción ácido-base, el material debe mezclarse previamente, en el paso b, para disparar la reacción.

#### 4 PASO 4º: PASO DEL ADHESIVO A SÓLIDO

Se finaliza el proceso, posibilitará la creación de una unidad funcional que permita la transmisión de cargas. Este paso puede ocurrir:

- En el caso de las soldaduras, mediante un enfriamiento
- En el de los cementos mediante un fraguado

- En el de los polímeros mediante una polimerización

#### IV LA ADHESIÓN QUÍMICA

A la vez o separadamente que la unión descrita más arriba puede conseguirse una adhesión a otro nivel, mediante la formación de enlaces químicos entre los adherentes y el adhesivo.

#### V UNIÓN MAGNÉTICA

Las uniones magnéticas se utilizan en prótesis (retención de PPR) y en ortodoncia (por sus efectos de tracción o repulsión) [191-193], y no se conocen efectos biológicos adversos. La disposición puede ser:

- Dos imanes, enfrentados.
  - › Necesitan más espacio (el doble, al ser dos)
  - › Se aumenta la probabilidad de corrosión
  - › Necesitan autoalineamiento.
- Un imán, actuando sobre un retenedor

#### VI UNIÓN CERAMOMETÁLICA

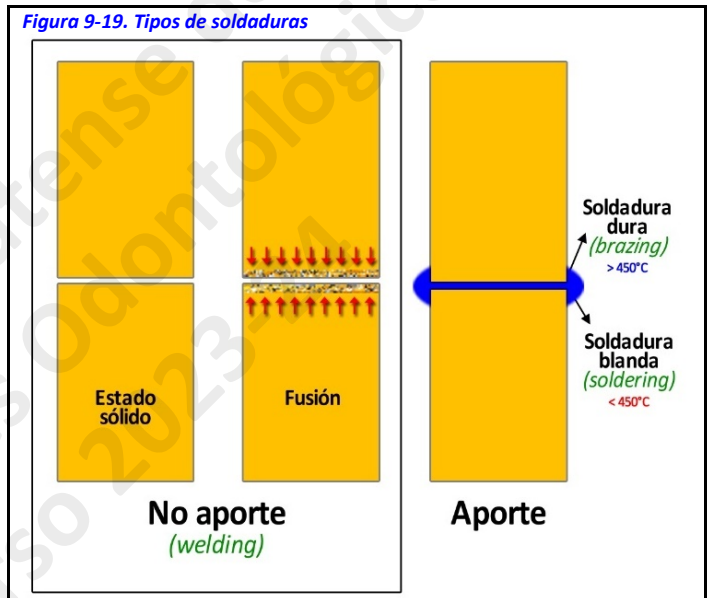
Es el producto de la difusión entre la capa de óxidos de la aleación y la porcelana, de la trabazón micromecánica entre ambas [55]: la aleación debe asperizarse, mediante abrasión, para limpiarla y controlar su rugosidad.

En las aleaciones que se oxidan poco, debe hacerse un ciclo de calentamiento previo a la adición de la cerámica y/o añadir elementos oxidantes.

#### VII SOLDADURA

La soldadura <sup>21</sup> es el proceso de unión en el que de dos o más piezas (normalmente de metal), mediante calor y/o presión, coalescen <sup>22</sup> en parte, y se juntan. Al enfriarse se produce la unión permanente entre ellas.

Por su manera de producirse, el proceso no siempre sigue los pasos descritos en Las fases generales de la adhesión, en la pág. 74 y, además, tiene terminología propia.



#### 1 PARTES QUE INTERVIENEN:

Las piezas a unir (los **adherentes**) se denominan piezas madre (*parent*). Evidentemente, siempre están en estado sólido

**Fundentes (fluxes)**: componentes químicos que se usan para limpiar las superficies a soldar y mejorar su humectabilidad, facilitar la fusión y evitar que se formen óxidos. Su composición depende de la de los materiales madre [55]:

- Aleaciones nobles: bórax (tetraborato de Na,  $(\text{Na}_2\text{B}_4)_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$ )
  - › Ocasionalmente se precisan antifundentes (*antifluxes*), para evitar que la soldadura se extienda excesivamente o a lugares indeseados.
- Aleaciones con Cr: fluoruro potásico (FK) y ácido bórico ( $\text{B}(\text{OH}_3)$ )

**Soldadura**: material de aporte (si existe), que tiene la consideración de adhesivo.

#### 2 TIPOS DE SOLDADURAS

Aunque no todas son relevantes en la odontología, los principales tipos de soldaduras son [194]:

<sup>21</sup> Polisemia, otra vez. El término español **soldadura**, más genérico, se traduce en inglés como **welding** y como **soldering** (o **brazing**).

<sup>22</sup> Coalescer: unión de dos o más materiales en un mismo cuerpo



### A SIN APORTE (WELDING).

No hay otro material que se añada en el proceso.

#### (1) DE ESTADO SÓLIDO.

Los cuerpos de las piezas madre -los adherentes- no se funden, y deben estar en contacto íntimo. Hay fusión (intercambio) de átomos en las superficies [1].

La energía para la coalescencia pueden ser (solos o combinadas): presión, la fricción, temperatura, ultrasonidos,...

#### (2) FUSIÓN.

Las piezas madre se funden, limitadamente, en toda la zona de contacto o en algunos puntos (flechas rojas en la Figura 9-19).

Las fuentes de energía para esta fusión pueden ser:

- Llama (acetileno u otros gases)
- Eléctricas
- Arco eléctrico
- Resistencia
- Lumínicas
- Láser
- Infrarrojos

### B DE APORTE.

Hay otro material (la soldadura o aporte) que se funde (evidentemente, a una temperatura inferior que los materiales madre [1]) y los enlaza actuando de adhesivo.

Dependiendo de la temperatura a la que se licúe la soldadura, se denominan...

#### (1) SOLDADURA FUERTE (BRAZING).

El material de aporte se funde a más de 450°C

#### (2) SOLDADURA BLANDA (SOLDERING).

El material de aporte se funde a menos de 450°C

Puede verse que los pasos generales descritos para la adhesión en Las fases generales de la adhesión (pág. 74) no son los mismos:

(A) PREPARACIÓN DEL ADHERENTE 1 Y DEL 2 SON SIMULTÁNEAS

(B) COLOCACIÓN DEL ADHESIVO

No existe conceptualmente un adhesivo añadido en las soldaduras en estado sólido

En las soldaduras de fusión se convierte una parte de los propios adherentes (los materiales madre) en adhesivo.

Si hay un material que se pueda denominar como el adhesivo en las soldaduras de aporte

(C) PASO DEL ADHESIVO A SÓLIDO

Se dará en las soldaduras de fusión (por más que no se trata estrictamente de un adhesivo, sino de las partes en contacto de los propios materiales madre). Se dará solo en las soldaduras de aporte

## 3 CONSIDERACIONES SOBRE LAS SOLDADURAS

La soldadura es un proceso relativamente poco costoso, comparado con la *re-fabricación* de las piezas. Además, a veces es imprescindible su utilización (por ejemplo, en los procesos iniciales de la preparación y pruebas clínicas de prótesis fijas muy grandes de estructura metálica).

- Puede requerir, o no, que los materiales madre sean de la misma composición, dependiendo de la técnica a utilizar
- Puede ser más resistente que los propios materiales soldados, dependiendo de si la técnica es correcta y de la resistencia del material de aporte -si lo hay-. Además, no siempre requiere instalaciones complejas, por lo que algunas frecuentemente se utilizan en las instalaciones clínicas.
- Son procesos que aparejan riesgo (en algunos se utilizan gases, llama, calor, etc.).
- Es permanente, por lo que no puede revertirse sin dañar los materiales
- La unión puede contener defectos invisibles a simple vista, y estreses residuales, debidos a los cambios térmicos.
- Las soldaduras de puntos de aporte están expuestas al galvanismo, al estar dos materiales diferentes en contacto entre sí [1].

## I LA MEMORIA DE FORMA Y LA SUPERELASTICIDAD

Los materiales con memoria de forma (*shape memory effect, SME*) tienen una característica especial: puede hacerse que recuperen una deformación simplemente aplicándoles un estrés mecánico, químico, lumínico o térmico, o un campo magnético, pues tienen capacidad de disipar energía [195, 196].

No debe confundirse la memoria de forma con la memoria de cambio (*shape change effect, SCE*) [196]: la capacidad de recuperar la forma sin la aplicación de ningún estímulo. Entre ambas hay una diferencia de umbral de estímulo: SME necesita más estímulo que SCE.

Deben diferenciarse la memoria de forma (SME) de la memoria de cambio (SCE)

### I SME EN LOS METALES Y ALEACIONES

La transformación martensítica es un mecanismo de transformación de fases sin difusión atómica en las aleaciones: los átomos se mueven coordinadamente, en desplazamientos de cizalladura, desde sus posiciones austeníticas a otras martensíticas, produciendo la distorsión de la estructura cristalina y la conservación de la composición química, pues cada átomo conserva sus vecinos relativos [198], en parte debido a que la transformación es muy rápida (aproximadamente a la velocidad del sonido).

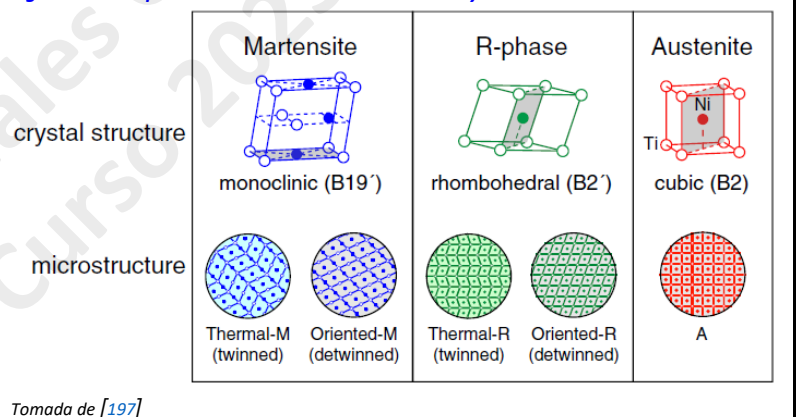
Esta transformación puede ser reversible o no, según el estímulo aplicado.

Se introducen infinidad de dislocaciones en cada cristal (y en la red) con un endurecimiento (*toughening*) por dislocaciones muy importante.

Diferentes materiales tienen diferentes estructuras cristalinas, por lo que no tienen las mismas capacidades de tener memoria de forma.

En el NiTi (níquel-titanio), la aleación de este tipo más empleada en odontología, las dos fases claves son la austenítica y la martensítica [199-201]. La diferencia entre ellas no es grande: la austenita es un cubo perfecto mientras que la martensita es un prisma regular, con una altura mayor que la de los otros dos lados ().

Figura 9-20. Esquemas de las estructuras cristalinas y la microestructura del NiTi



Tomada de [197]

La austenita es un cubo perfecto mientras que la martensita es un prisma regular, con una altura mayor que la de los otros dos lados ().

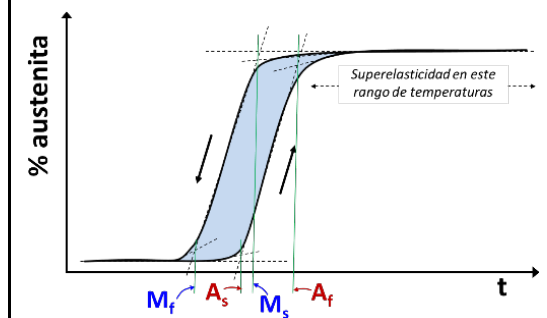
**Austenita**, o fase madre: cristalización típicamente cúbica centrada en las caras. Es estable a alta temperatura [195, 202] (Figura 9-5, Figura 9-20).

**Martensita**, o fase hija: cristalización típicamente tetragonal centrada en el cuerpo, estable a baja temperatura [195, 202] (Figura 9-5, Figura 9-20).

Tiene, a su vez, dos formas (Figura 9-5):

- Martensita rotada (twinned))
- Martensita desrotada (detwinned)

Figura 9-21. Fases de la transformación austenita - martensita



**R-fase**. Es una distorsión de la austenita (cúbica) [202, 203] (Figura 9-5, Figura 9-20).

La transformación martensítica de la austenita tiene una secuencia, de acuerdo al porcentaje de austenita presente en el material. Estas fases son, por secuencia de aparición [197] (Figura 9-21, Figura 9-22):

Durante el enfriamiento: Martensite start ( $M_s$ ), cuando comienza a aparecer la fase martensítica → Martensite finish ( $M_f$ ), cuando ha terminado la transformación

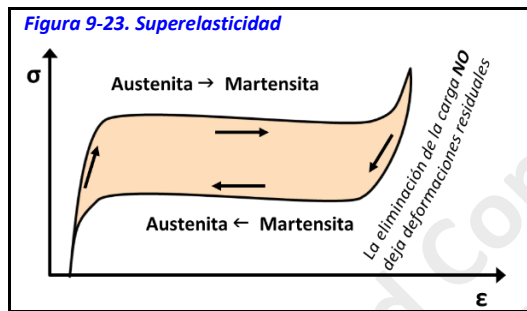
Durante el calentamiento: Austenite start ( $A_s$ ), cuando comienza a aparecer la fase austenítica → Austenite finish ( $A_f$ ), cuando ha terminado la transformación.

Es muy relevante el que la transformación no ocurre a la misma temperatura si se está calentando que si se está enfriando; este fenómeno se conoce como histéresis (ver más adelante: La histéresis).

## 1 LOS EFECTOS

Las transformaciones pueden ser debidas a un estrés y/o un aporte de energía, mecánico o térmico. Según sea este aporte pueden distinguirse tres características en estas aleaciones [200]:

### A EFECTO DE MEMORIA DE FORMA ISOTÉRMICO (SHAPE MEMORY EFFECT, SME)



Se representa en verde en la Figura 9-22.

Es isotérmico, a temperaturas prácticamente constantes. Se relacionan el estrés y la deformación.

Hay recuperación completa de deformaciones inelásticas si se elimina la carga.

La aleación almacena deformaciones residuales cuando se elimina la carga, que pueden eliminarse con el calor (Figura 9-25), recuperando la forma original (zona azul de la Figura 9-22).

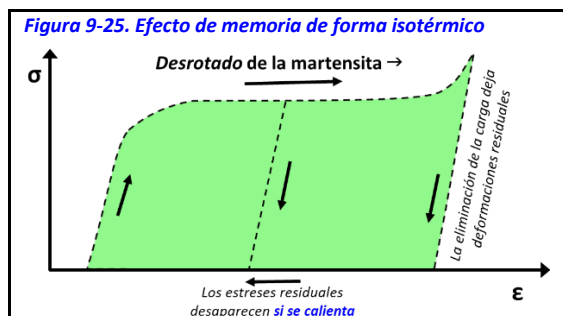
### B MEMORIA TÉRMICA DE FORMA (SME ISOBÁRICO)

Con cargas constantes, se muestra en azul en la Figura 9-22. Hay recuperación de deformaciones inelásticas, por estímulos térmicos: la martensita se transforma en austenita por la elevación de la temperatura, a una presión constante (es isobárico) y el efecto es, también, reversible.

### C SUPERELASTICIDAD O SEUDOELASTICIDAD.

Hay recuperación completa de deformaciones inelásticas si se elimina la carga, en condiciones isotérmicas, en rojo en la Figura 9-22.

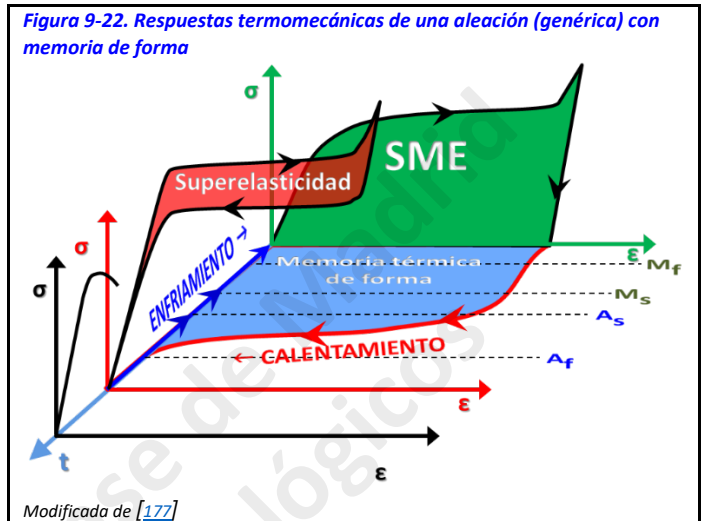
Ocurre a altas temperaturas: la austenita original se transforma en martensita con una carga.



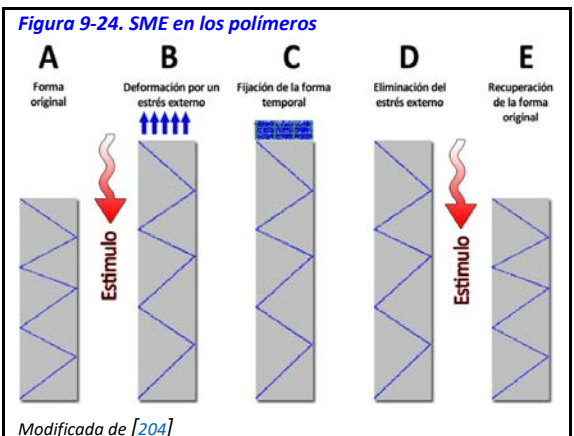
Al desaparecer la carga, la martensita (inestable a alta temperatura) revierte a austenita, recuperándose la forma completamente (Figura 9-23).

## II SME EN LOS POLÍMEROS

Hay polímeros con efecto de memoria de forma ante diferentes estímulos [196]. Los principales son:



Modificada de [177]



Modificada de [204]

#### 1 MECANISMOS TÉRMICOS DEL EFECTO

Normalmente es un calentamiento. Se esquematiza en la Figura 9-24: un polímero apropiado (A) es sometido a un estrés térmico (por encima de su  $T_g$ ), y posteriormente deformado (B). La nueva forma se fija mediante una fijación externa (C) tras lo que se elimina el estrés externo (D). Un nuevo estímulo haría que se recuperara la forma original (E).

#### 2 MECANISMOS QUÍMICOS

Normalmente estos polímeros responden a la humedad.

### III SME EN LAS CERÁMICAS

Es un fenómeno mucho menos frecuente que en los metales y los polímeros. Se da en las cerámicas circoniosas (ver en la pág. 68, Endurecimiento por transformación)

## J LA HISTÉRESIS

Es la dependencia del estado de un sistema de su historia previa [205], y puede entenderse como un fenómeno de inercia, por el que el material ejerce una resistencia al cambio.

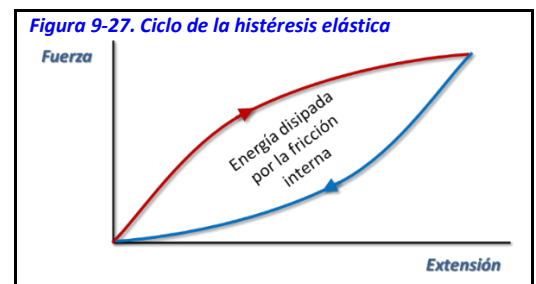
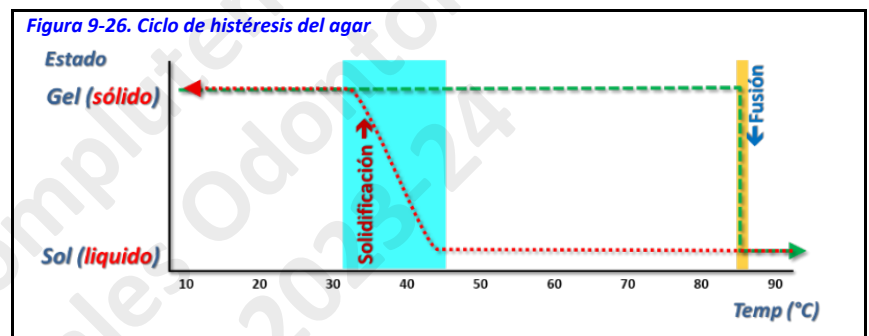
No es posible averiguar el estado del sistema conociendo sólo los parámetros, sin conocer la historia previa.

La histéresis puede ser

- dependiente del ritmo (hay un lapso entre el estímulo o inicio y la respuesta). El lapso desaparece o se minimiza si el estímulo se hace lentamente
- independiente del ritmo

Hay varios fenómenos de histéresis relevantes en la odontología:

- Histéresis del agar
  - El agar funde a 85°C y gelifica entre 45° y 32° C (Figura 9-26).
- Histéresis de la transformación martensítica
  - Ya se trató previamente (ver Figura 9-21).
- Histéresis elástica (Figura 9-27)
  - Es la diferencia entre la energía de deformación necesaria para generar un esfuerzo determinado en un material y la energía elástica en dicho esfuerzo.
  - Es la energía disipada como calor de un material en un ciclo de esfuerzo dinámico.



# 10 REPRODUCCIÓN DE TEJIDOS Y FABRICACIÓN DE DISPOSITIVOS

Uno de los procesos más comunes en la odontología es la reproducción del estado de los tejidos dentarios, blandos o duros, fuera de la boca para posibilitar la fabricación de dispositivos, que requieren condiciones extremas y tecnología compleja y voluminosa, imposibles de implementar o manejar en boca.

Los materiales que se utilizan serán descritos en la parte especial de este manual.

En esta parte se describen las características y requisitos comunes de los procesos (Figura 10-3).

## A LA IMPRESIÓN

### I CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE IMPRESIÓN ANALÓGICOS

Los materiales de impresión analógica pueden clasificarse atendiendo al tipo de reacción sol→gel y a su elasticidad, a su base (acuoso o no), y a su reversibilidad (Tabla 10-1).

#### 1 REQUISITOS DE UN MATERIAL DE IMPRESIÓN

Siguiendo a [55] podemos señalar:

- Olor, color y sabor agradables
- Ausencia de componentes tóxicos o irritantes
- Suficiente tiempo de almacenamiento
- Coste balanceado
- Facilidad de uso con un equipo mínimo
- Tiempo de fraguado adecuado al uso clínico
- Buenas consistencia y textura
- Capacidad de mojar los tejidos orales
- Propiedades elásticas adecuadas: retirada fácil y recuperación elástica
- Tenacidad adecuada para evitar roturas en la retirada
- Estabilidad dimensional adecuada en el rango de temperaturas orales y de laboratorio, permitiendo un período aceptable de vaciado.
- Compatibilidad con materiales de vaciado
- Exactitud
- Posibilidad de desinfección sin alteraciones dimensionales
- No liberación de gases durante el fraguado del material de impresión o del material de vaciado

Tabla 10-1. Clasificación de los materiales de impresión analógicos

Reacción Sol→Gel	Comportamiento			
	RÍGIDO	ELÁSTICO		
		Acuosos - hidrocoloides	No acuosos	
Química	Yeso	Reversibles	Irreversibles	
	Óx. Zn-Eugenol		Alginato	Siliconas
Térmica			Poliéteres	
	C. de modelar - Godiva			Polisulfuros
			Gelatina - Agar	
			Ceras	

#### 2 LA PRECISIÓN Y LA EXACTITUD

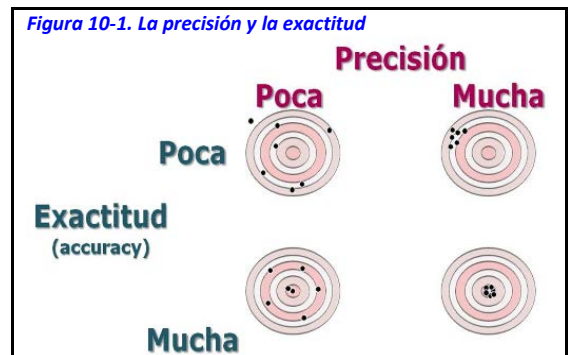
La precisión y la exactitud (Figura 10-1) frecuentemente se confunden.

##### A PRECISIÓN O FIABILIDAD

Grado en el que una variable tiene casi el mismo valor cuando se mide varias veces. Representa el error aleatorio.

##### B EXACTITUD

Grado en el que una variable realmente representa lo que se intenta que represente. Representa el error sistemático.



### 3 LA TOMA DE IMPRESIÓN

El término *impresión*<sup>23</sup> en Odontología pervive de cuando la única manera de reproducir los tejidos dentarios era mediante la copia que se obtiene al rellenar la huella (la impresión) que dejaba el tejido en un material (el material de impresión).

Este método sigue en uso (método analógico), pero ha sido complementado o suplementado por otro (digital), con lo que el concepto moderno de impresión en odontología se ha transformado en el proceso de registrar la forma de los tejidos, en general, como el primer paso para reproducir su forma fuera de la boca.

#### A ANALÓGICO: LA IMPRESIÓN

Al proceso comúnmente se le denomina *impresión*, por motivos de costumbre. Se utilizan los materiales de impresión, normalmente polímeros, que se llevan en estado plástico al tejido a reproducir, normalmente en un dispositivo contenedor denominado cubeta (A, en la Figura 10-2).

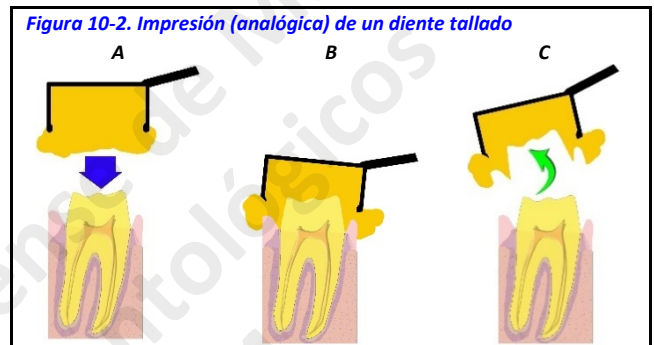
Se mantiene en posición hasta que deja de estar en estado plástico (B, en la Figura 10-2) y en ese momento se retira (C en la Figura 10-2).

Este material tiene unas condiciones deseables [55, 206]:

- **Exactitud:** reproduce lo que debe.
  - Depende de la viscosidad y el relleno del material (mejora con más relleno)
- **Resistencia** a la **deformación** o recuperación elástica: la habilidad para mantener la exactitud después de deformarse (por ejemplo, al extraerse).
  - Ningún material la tiene al 100%
- **Estabilidad dimensional:** mantenimiento de la exactitud en el tiempo, con condiciones dadas
- Reproducción de **detalles**. La norma de la ADA #19 dice que debe reproducir, al menos, detalles de 25 $\mu$ .
  - El límite real es la capacidad del yeso de reproducirlos en positivo (es  $\approx$  50 $\mu$ )
- Capacidad de **mojar** los tejidos dentarios y de ser mojado por los materiales de vaciado
- **Compatibilidad** con los materiales de vaciado
- Adecuado balance entre **flexibilidad y rigidez**. Algunos materiales más rígidos dan problemas en el momento de la retirada en casos de enfermedad periodontal.
  - Si son muy rígidos pueden fracturar zonas delicadas de los modelos
- **Resistencia al desgarrar**. Depende del grosor
- **Tiempo de trabajo:** depende del operador
- **Facilidad** de uso: depende del modo de presentación (automezcla, automatizaciones, etc..)
- **Hidrofilicidad**. Relacionada con la capacidad de trabajar en zonas húmedas y con la facilidad de vaciado (de ser mojado por el material de vaciado)
- **Confort** del paciente: temperaturas, olores, sabores
- Ausencia de elementos **tóxicos** o **irritantes**
- Posibilidad de **esterilización**, básica para los laboratorios
- Vida media
- **Coste** balanceado con los resultados. Los de más calidad, más caros, ahorran tiempo

La impresión está, entonces, lista para...

- Ser escaneada, con dos objetivos posibles
- Comenzar el proceso digital de diseño (CAD) y fabricación (CAM) del dispositivo
- Diseñar (CAD) y fabricar (CAM) un modelo de trabajo, normalmente en una resina, para fabricar el dispositivo analógicamente.
- Ser vaciada, para producir un modelo de trabajo (2, en la Figura 10-3).



<sup>23</sup>Impresión: marca o señal que algo deja en otra cosa al presionar sobre ella (DLE)

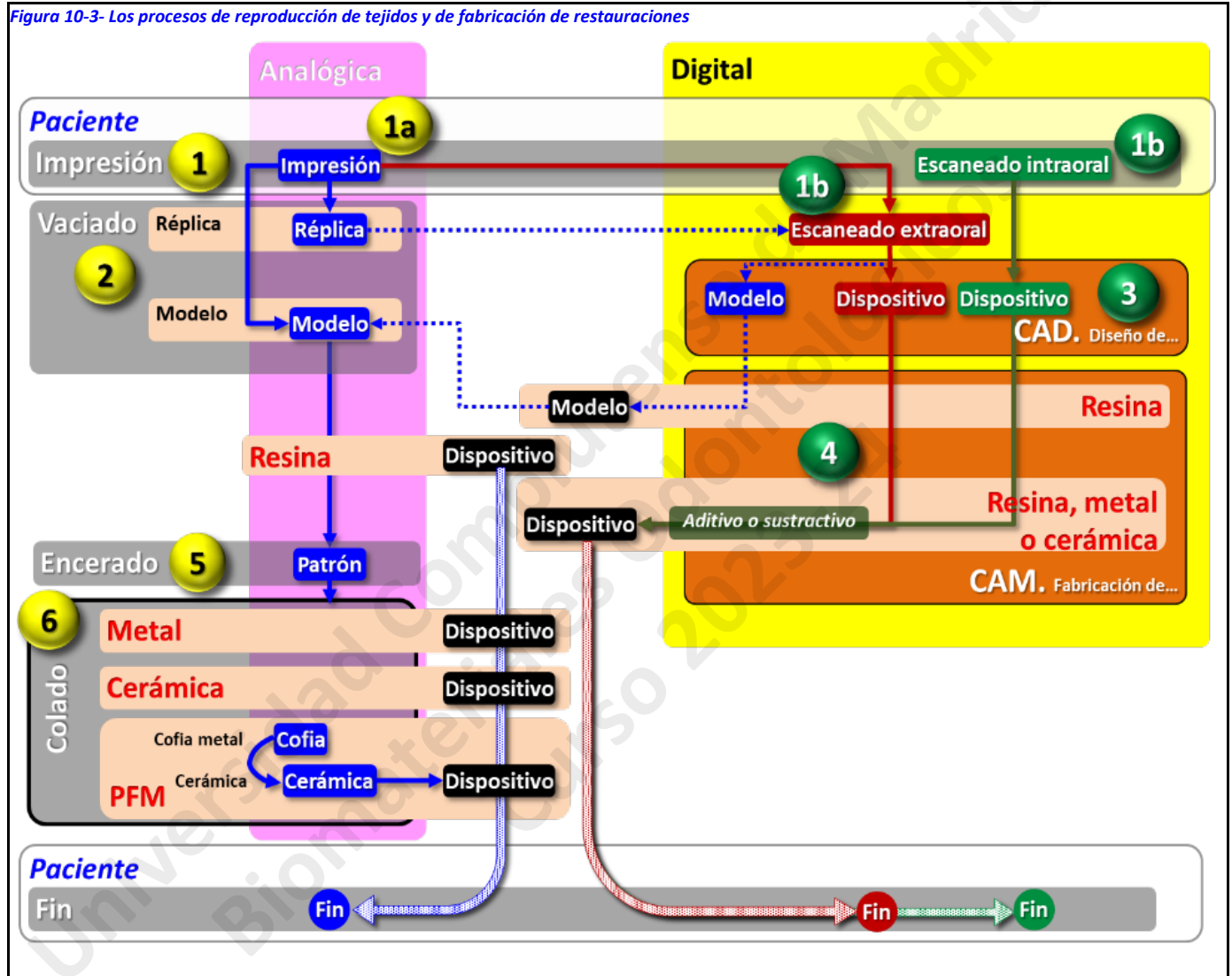
## Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

### B DIGITAL: EL ESCANEADO

Los sistemas suelen consistir en dos partes [207, 208]:

- Una unidad óptica de adquisición de datos.
- Un sistema de proceso de datos con software que genera un código (el más común es el STL -*S*tereo*L*ithography, *S*tandard *T*essellation *L*anguage-, aunque hay otros, como ASCII, PLY -*P*olygon *F*ile *F*ormat-) para comunicar con los siguientes sistemas, y...
  - permitir el diseño virtual de la restauración (*Computer Aided Design*, CAD, ver más adelante)
  - definir los parámetros de la fabricación de la restauración (*Computer-Aided Manufacturing*, *Modeling* o *Machining*,

Figura 10-3- Los procesos de reproducción de tejidos y de fabricación de restauraciones



CAM, ver más adelante)

Es común que la zona a ser escaneada deba recubrirse primero de un agente que asegure una dispersión adecuada de la luz ( $\text{TiO}_2$ , en polvo -entre 20 y 40  $\mu\text{m}$ -) involucrada en el proceso de lectura óptica.

Los sistemas pueden ser intraorales o extraorales (1b, en la Figura 10-3). Este último permite, disponiendo del equipo adecuado, realizar todos los pasos en la clínica.

### B EL VACIADO

El término vaciado (positivado, *casting*) es equívoco: denomina al proceso (2 en la Figura 10-3) de rellenar (*exactamente lo contrario de lo que sugiere el nombre*) la huella dejada en el material de impresión por la estructura que se quiere reproducir.

### Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

El material de reproducción se *vacia* en la impresión (izda., Figura 10-4), cuando está fraguado se retira (centro, Figura 10-4), y se recorta (dcha., Figura 10-4), obteniéndose el modelo (*cast* <sup>24</sup>).

El objetivo es obtener una copia de dicha estructura sobre la que...

- Realizar un escaneado con un escáner extraoral y comenzar el proceso (CAD-CAM) digital de producción del dispositivo. Es la única fase de este proceso en la que hay un objeto físico
- Preparar una copia (modelo) sobre la que trabajar para la preparación (analógica) de la restauración. El modelo se denomina, entonces, modelo de trabajo. No se da, evidentemente, más que con el trabajo analógico: en el trabajo digital no hay modelos de trabajo físicos.

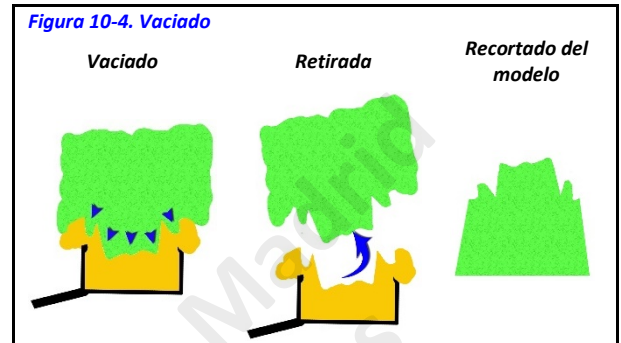
Habitualmente se realiza utilizando escayolas o yesos, más raramente resinas epóxicas.

Los materiales de vaciado tienen unos requisitos generales <sup>[55]</sup>:

- Estabilidad dimensional en condiciones de uso y almacenamiento, expansión de fraguado mínima.
- Tener una superficie suave y dura
- Resistente a la manipulación, la abrasión y el rayado
- Resistencia a la fractura, especialmente en los bordes finos.
- Color que contraste con los demás materiales que se usarán sobre él.

Se pueden utilizar diferentes tipos de BM para fabricar estos modelos <sup>[209]</sup>:

- No metálicos
  - › Escayola (los más utilizados)
  - › Resina epóxicas
  - › Poliuretano
  - › Silicofosfatos
  - › Cerámicos
  - › Materiales flexibles
- Metálicos
  - › Galvanizados
  - › Aleaciones de baja fusión
  - › Amalgamas



## C LA FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO

La fabricación de los dispositivos tiene varias grandes maneras generales de afrontarse:

### 1 SECUENCIAL

Se realiza en partes sucesivas.

El ejemplo es de las cerámicas fundidas sobre metal: una primera parte (la cofia metálica) es colada, y se añaden capas sucesivas de cerámica

### 2 EN BLOQUE.

#### A CAD Y CAM

CAD, o diseño asistido por ordenador (computer aided design, CAD): es el paso previo a los métodos de fabricación asistida por ordenador (CAM). el *Computer-Aided Design*, (3 en la Figura 10-3) es el procesado de los datos obtenidos mediante la lectura óptica (escaneado), que

<sup>24</sup> Nuevamente, la polisemia. *Cast* es la traducción al inglés del término español *modelo*, como en esta sección. Pero también es la denominación del acto de colar (ver Colado, en la pág. 9-92)

### Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

ayuda en la creación, la modificación o el análisis del diseño de un dispositivo. El escaneado genera un código (STL, ASCII, PLY, u otro) que describe la imagen y es la base para diseñar (CAD) la restauración.

CAM, o fabricación asistida por ordenador (computer aided manufacturing, CAM, *Computer-Aided Manufacturing, Modeling o Machining* (4 en la Figura 10-3) es un sistema de control de la maquinaria que fabrica en **bloque** dispositivos usando distintos materiales y diferentes técnicas.

El dispositivo se produce todo él de una sola vez (Figura 10-5). Puede, a su vez, ser...

#### B FORMATIVO

El ejemplo típico es el colado de una cofia o una estructura metálica, o de una corona o estructura cerámica

#### C ASISTIDO POR ORDENADOR

En general, el proceso tiene dos grandes maneras de proceder [210-212] (Figura 10-5):

##### (1) ADITIVO.

Conocido como impresión tridimensional (*3D printing*).

El dispositivo se fabrica mediante la adición secuencial de capas o partes, que se van consolidando (mediante polimerización, sinterización, fusión, etc.) también secuencialmente a partir de un polvo o un líquido cerámico, metálico o polimérico.

- Estereolitografía: polimerización en capas sucesivas
- Impresión 3D: adhesión de partículas de polvo en capas sucesivas
- Fusión o sinterización selectiva con láser: fusión o sinterización de partículas metálicas
- Deposición: solidificación, por enfriamiento, de materiales termoplásticos
- Polimerización por láser: polimerización por capas
- Multijet: inyección de material

##### (2) SUSTRATIVO

El dispositivo se fabrica a partir de una pieza del material previamente producida por el fabricante, en las mejores condiciones posibles (temperatura, presión, mezclado de los componentes, etc.). De ella se talla el dispositivo, a la manera en la que se esculpe una estatua a partir de un bloque de mármol preexistente.

Figura 10-5. Los tres grandes métodos de producción de dispositivos en bloque

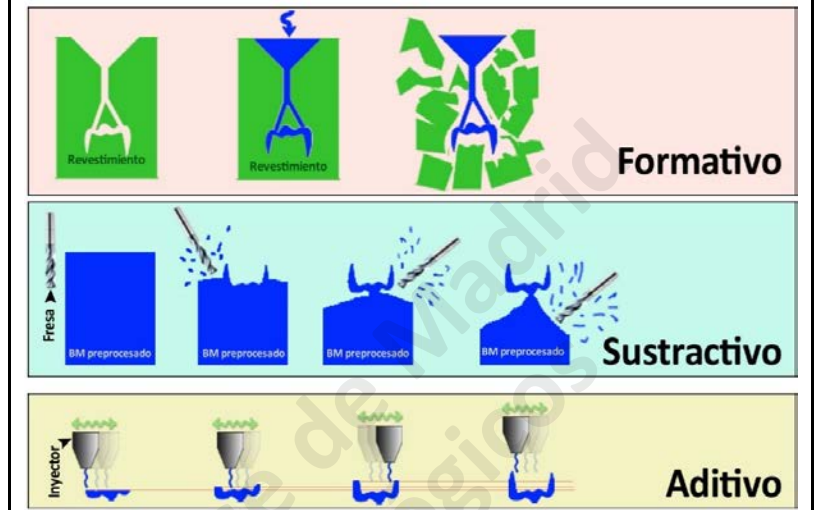
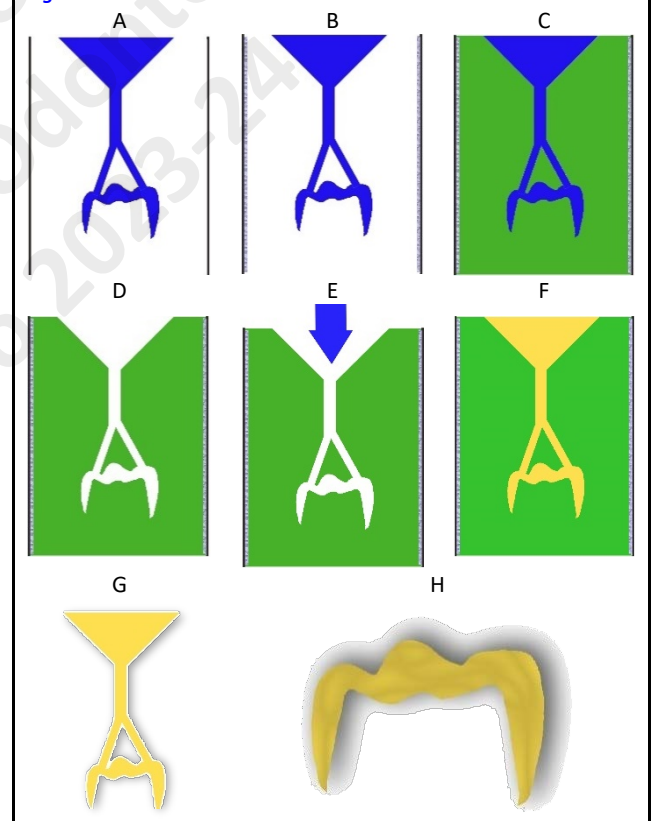


Figura 10-6. Colado



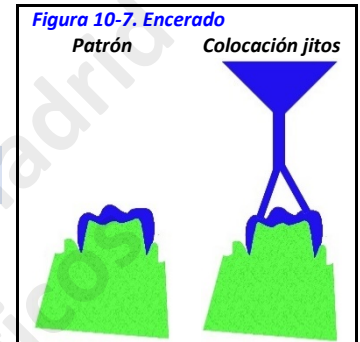
- Fresado con control numérico (*computer numerical control, CNC*): el dispositivo es tallado de un bloque de material ya procesado (metálico, cerámico, polimérico o compuesto)
- Electroerosión (*electrical discharge machining, EDM*): se eliminan partes de un bloque ya procesado, mediante un arco eléctrico.
- Corte por láser
- Corte por chorro de agua

### D ENCERADO

El encerado es una técnica (5, en la Figura 10-3, Figura 10-7) heredada de la joyería, que consiste en modelar sobre el diente tallado (izqda., Figura 10-7) un patrón o un modelo detallado en cera del dispositivo deseado.

Este patrón puede ser de cera (de ahí el término encerado) o de resina. Sea del material que sea, debe poder quemarse a bajas temperaturas para dejar en el revestimiento un hueco donde se inyectará (en el momento del colado) el material del que se confeccionará el dispositivo.

Para posibilitar la entrada del material elegido, en estado líquido, durante el colado, se añaden unos jitos de cera o plástico (dcha., Figura 10-7)



### E COLADO

Durante el colado (6, en la Figura 10-3) el patrón se reproducirá **en bloque** en el material adecuado (metal, cerámica o polímero) mediante la técnica de la *cera perdida*.

El modelo se encofra con un cilindro de colado (A, en la fig. Figura 10-6), revestido por una capa de papel (B, en la Figura 10-6), que se rellena con un material de revestimiento que soportará altas temperaturas (C, en la Figura 10-6).

Se introduce entonces en un horno que fundirá la cera del patrón y los jitos (D, en la Figura 10-6), dejando un espacio donde se inyecta el material del que estará hecha la restauración, en estado líquido *-fundido-* (flecha en E, en la Figura 10-6). Tras dejar que enfríe (F, en la Figura 10-6), se retiran el cilindro y el revestimiento (G, en la Figura 10-6), se separa la restauración de los jitos y se termina (H, en la Figura 10-6).

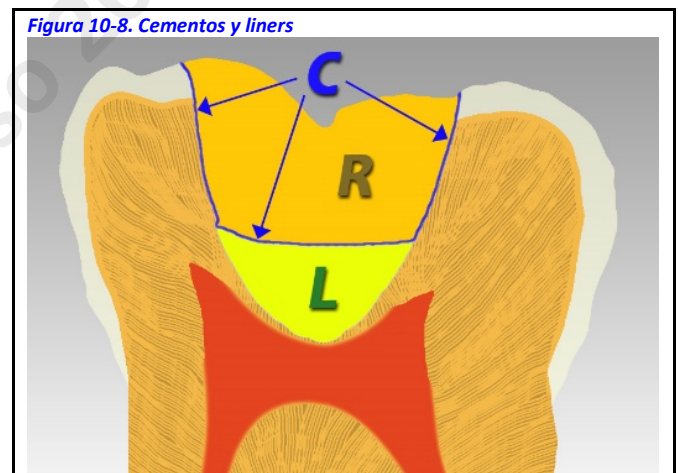
### F CEMENTADO

El término cementado en este manual señala la acción que persigue primariamente establecer o mantener la retención de un implante.

Recuérdese que el término *implante* se refiere a cualquier dispositivo (*aparato, prótesis o sustancia*) que se coloca en el cuerpo para mejorar o recuperar alguna de sus funciones, o con fines estéticos. Esta definición incluye también a los propios implantes osteointegrados, con la paradoja de que éstos no necesitan cementado como aquí se define, pues los implantes osteointegrados no se cementan.

### I TERMINOLOGÍA

Es frecuente la confusión del término cemento que se refiere estrictamente a cualquier material que endurece; por extensión se aplica a todo material que se utiliza para fijar partes tras endurecer. Parte de esta confusión nace en los términos con que se denominan los diferentes usos que puede tener un mismo material. Estos usos pueden resumirse, en este contexto, en [213]:



#### 1 CEMENTADO O LUTING (SEA PROVISIONAL O DEFINITIVO, C EN LA FIGURA 10-8).

Empleados para fijar un dispositivo (una restauración indirecta rígida, R en la Figura 10-8) en una cavidad.

#### 2 PROTECCIÓN Y REFUERZO MECÁNICO

Utilizados como protección del CDP frente a las posibles agresiones térmicas provenientes de la restauración y también como asiento o base estabilizadora de la restauración. Su grosor es muy variable, pero en general se entiende que es mayor de unos 5 mm.

#### (1) BASES

(L en la Figura 10-8)



## Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

### (2) LINERS

(L en la Figura 10-8). Término sinónimo de *base*, en odontología restauradora (protección del CDP). En prótesis se aplica a los materiales utilizados para el ajuste o el confort de la mucosa de las prótesis removibles [214], obviando el objetivo de la fijación.

### (3) FORROS.

Término conceptualmente similar al de las bases o los *liners*, pero aplicado cuando el espesor es más pequeño ( $\leq 5\text{mm}$ ) [215].

## II FASES QUE INTERVIENEN EN EL PROCESO

Debe recordarse que en el cementado interaccionan tres fases diferentes, formándose las interfases correspondientes:

### 1 EL DIENTE

El diente estará normalmente preparado mediante una cavidad o un tallado protésico, con lo que seguramente estar expuestos el esmalte, la dentina y/o el cemento

Ocasionalmente el dispositivo se cementa sobre una parte de otro implante o dispositivo (coronas telescópicas, coronas cementadas sobre implantes o coronas cementadas sobre muñones)

### 2 EL CEMENTO

Es el material que se utiliza para obtener el objetivo primario: establecer o mantener la retención del implante, y que se utiliza interpuesto entre las otras dos fases (el diente y el implante).

Ocupa el espacio de cementado, un espacio muy restringido, limitado por la fase diente y la fase implante.

### 3 EL IMPLANTE

Es el dispositivo, normalmente una restauración rígida indirecta, que se pretende mantener en posición.

## III LA TRANSFORMACIÓN DE LOS CEMENTOS EN SÓLIDOS

En general, un material fluido, semifluido o plástico (el estado en el que se colocan los cementos) debe transformarse en un sólido, tras su colocación, de manera similar a como ocurre en el último paso de la adhesión (Figura 9-18). Esto puede darse de varias maneras:

### 1 ENFRIAMIENTO

Es el caso de las ceras, que al enfriarse se traban más o menos rígidamente con las irregularidades de las partes a mantener unidas.

### 2 EVAPORACIÓN DE SOLVENTES

Típicamente los adhesivos domésticos. El uso de este tipo de materiales en odontología está muy limitado a los adhesivos para cubetas - *que aseguran la fijación del material de impresión a ellas*- o los barnices.

### 3 REACCIONES CON EL AGUA: CEMENTOS HIDRÁULICOS

Típicamente en los materiales basados en yesos. Su uso como cementos es muy amplio en ingeniería y construcción, pero escaso en odontología debido a su sensibilidad al ambiente acuoso y la lentitud de sus reacciones.

### 4 REACCIONES ÁCIDO-BASE

En puridad son los cementos, si atendemos al proceso químico de solidificación en el que la interacción de un ácido y una(s) base(s) resulta en la formación de una o varias sales y agua.

### 5 POLIMERIZACIÓN

Son materiales no acuosos en los que el paso al estado sólido se produce por el entrecruzamiento covalente entre cadenas.

## IV OBJETIVOS DEL CEMENTADO

Los objetivos del cementado son varios:



## Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

- Establecer o mantener la retención del implante o dispositivo
  - Esta es la función primaria: asegurar que el implante queda fijado y mantenido en posición (retenido).
- Mantener la integridad del conjunto diente-implante
- Impedir la formación de caries, impidiendo...
  - La acumulación de placa. Para ello se emplean materiales que se puedan pulir, se busca en lo posible una mínima exposición del cemento, y utilizando un cemento con una mínima porosidad
  - La penetración de gérmenes, mediante un sellado lo más parecido posible al fisiológico. Ningún material sella la interfase herméticamente [216]; la naturaleza admite este sellado no hermético.
  - La proliferación de gérmenes, mediante el uso de materiales con efectos antisépticos
- Transmitir fuerzas
  - Es un objetivo básico pues el cemento debe conseguir la formación de una unidad funcional con el diente de manera similar a la adhesión

### V MECANISMOS DE ACCIÓN Y PROPIEDADES DE LOS CEMENTOS

El objetivo de los cementos es establecer una unión entre el diente (o el implante, en el caso de que se cimente la restauración sobre otro implante) y la restauración, sirviendo de nexo de unión entre con las superficies que conforman el espacio de cementado mediante una interacción generalmente mecánica o micromecánica [217] con ellas.

Los esfuerzos que se transmiten al cemento desde las superficies que conforman dicho espacio de cementación exigen de éste unas propiedades ideales:

- Resiliencia, para recuperar las deformaciones
- Tenacidad, para evitar su rotura
- Rigidez, para transmitir esfuerzos
- Grosor de capa, adecuado para el espacio de cementación en que se alojará
- Fluidez, para permitir la inserción del implante
- Capacidad de fraguado o polimerización en el interior del espacio de cementación
- Capacidad de unión (macro o micromecánica) al diente y al implante
- Capacidad de ser pulidos
- Capacidad de inhibir la proliferación bacteriana
- Radiopacidad
- Baja solubilidad (en saliva, agua)
- Baja contracción de polimerización, dado que su flujo está completamente restringido por la configuración del espacio de cementación
- Resistencia al desgaste, en las zonas expuestas

Estas propiedades varían según la utilización: de menor duración (provisional), o de larga duración (definitiva <sup>25</sup>), que se pretenda del material.

La acción de los cementos puede describirse clínicamente como *de todo o nada*. Una restauración permanecerá en posición hasta que la última parte, por menor que sea, del cemento deje de cumplir su función. Puede haber desaparecido casi todo el cemento antes de ello.

### G CORTE, ABRASIÓN Y PULIDO

El corte, la abrasión y el pulido son procesos conceptualmente similares [218] y entre ellos hay principalmente diferencias de grado.

#### I DEFINICIONES

Las partes involucradas son (Figura 10-9):

- **Sustrato:** lo que es sujeto de la acción del abrasivo
- **Abrasivo:** partículas de mayor o menor dureza, forma más o menos irregular y tamaño variable, en forma de granos, que actuará sobre el sustrato

<sup>25</sup> El concepto *definitiva* es ambiguo. Además de una situación que se pretende que no tenga nunca un final, expresa un deseo de una muy larga duración, que abarque toda la vida de la restauración, hasta que falle por otras razones y deba ser reemplazada.

## Reproducción de tejidos y fabricación de dispositivos

- **Aglutinante:** sustancia que se aplica sobre el soporte para retener sobre él el abrasivo.
- **Soporte:** elemento más (metálico, cerámico) o menos rígido (papel, plástico) que sirve de base y ayuda a la manipulación y aplicación del sistema
- **Fuente de energía:** imprime al conjunto el movimiento y la energía con la que el abrasivo atacará al sustrato

Y los procesos se denominan:

- **Corte:** dividir una cosa en sus partes mediante un instrumento
- **Abrasión:** el desgaste de la superficie de un material (el sustrato) mediante la interacción con otro (el abrasivo) que está en un soporte solido más o menos rígido.
- **Erosión:** mismo concepto que la abrasión, pero se aplica cuando el abrasivo se transporta en un fluido (aire o agua, generalmente)
- **Pulido:** la creación de una superficie lisa, generalmente brillante y suave.



### II MECANISMOS INVOLUCRADOS

Los mecanismos involucrados son los del desgaste, en diversos grados (ver Desgaste) y los fenómenos que los controlan son los mismos.

El proceso consiste en eliminar partes del sustrato, por acción del abrasivo.

Según sea el tamaño de las partes, o la zona sobre la que se actúa, ocurrirá un corte, una abrasión o un pulido.

Respecto al corte, la abrasión o el pulido, los principales son:

- la geometría del contacto
  - Concentrando la acción del abrasivo tenderá a producirse un corte, y dispersándola, una abrasión o un pulido

Tabla 10-2. Sistemas de corte, abrasión o pulido

FUENTE DE ENERGÍA		FUENTE DE ENERGÍA				Luz	Eléctrica
		Manual	Chorro de aire	Rotación	Ultrasonido		
AGLUTINANTE - SOPORTE	Ninguno		Arenado			Láser	Electropulido
	Gel	Pasta de dientes		Pastas de pulir			
	Papel	Tiras de pulido		Discos de pulido			
	Plástico	Tiras de pulido		Discos de pulido			
	Goma			Puntas			
	Metal	Tiras de contornear / pulir		Fresas, discos	Sonicsys, profilaxis, endo.		
	Cerámica			Fresas			

- la duración de la exposición
  - Graduará fundamentalmente la profundidad de la acción del abrasivo
- la fuerza normal que los enfrenta
  - Se gradúa así la profundidad del rayado o el desgaste que produce el abrasivo. Muy importante en la producción de calor: a mayor fuerza de aplicación, mayor aumento de temperatura
- la velocidad de la interacción
  - Directamente relacionada con el efecto del abrasivo sobre el sustrato
- la composición y dureza de los materiales en contacto
  - La dureza relativa del abrasivo y el sustrato son capitales. Cuanto más duro -relativamente- sea el abrasivo, mayor será su efecto sobre el sustrato.

### III SISTEMAS DE CORTE, ABRASIÓN O PULIDO, SEGÚN LOS AGLUTINANTES Y LAS FUENTES DE ENERGÍA

Atendiendo a los aglutinantes o soportes de los abrasivos y a la fuente de energía que imprime el movimiento, se pueden clasificar los sistemas de corte, abrasión o pulido según se expone en la Tabla 10-2.

Los abrasivos agregados a un soporte pueden tener un grano variable.



## 11 PRESENTACIÓN DE LA PARTE ESPECÍFICA

Esta segunda parte del manual trata de los BM específicos, que pertenecen nominalmente a las diferentes familias mencionadas previamente.

Una posible clasificación, muy utilizada, de los BM es la clínica, por su finalidad o uso en las diferentes subespecialidades odontológicas (estructuras protésicas, obturación, impresión, prevención, etc.). Sin embargo esta clasificación no parece adecuada para un manual como este, en el que se han priorizado las propiedades comunes de cada tipo de material.

Tampoco se pueden clasificar racionalmente los BM solo por su pertenencia a una de las familias: el estudiante podrá comprobar que ningún material de los que se incluyen en esta parte específica pertenece, estrictamente, solo a una de ellas, tal y como se definen: ninguno está compuesto únicamente por un metal, una cerámica o un polímero, sino así que todos ellos son combinaciones (materiales compuestos). Sin embargo, para seguir con el fundamento de este manual, se le asigna a uno de los tres tipos de materiales (metales, cerámicas o polímeros) atendiendo al componente principal, entendiendo que los añadidos que hacen de él un material compuesto son secundarios en cuanto a la clasificación.

Esta parte es especialmente dinámica. Los materiales que aquí se describen son constantemente actualizados, modificados o retirados del mercado o el uso, apareciendo otros que los substituyen, complementan o mejoran. Así, las clasificaciones o descripciones que se incluyen son, seguramente, provisionales



## 12 LOS POLÍMEROS

Como se ha mencionado, y ocurrirá en los otros grandes grupos o *familias* de BM, los polímeros que se usan en odontología son materiales compuestos.

Se incluyen aquí porque su componente principal es un polímero (o varios), que se mejora con otros componentes.

### A OTROS COMPONENTES

Los polímeros, como casi ningún material, se emplean en combinación con otros para mejorar sus propiedades. Los componentes adicionales más comunes son:

- Monómeros (prepolímeros). Partículas de polímero prepolimerizado, que se muelen y utilizan como relleno
- Agentes de entrecruzamiento para aumentarlo, volviendo el polímero más rígido y termoestable
- Inhibidores, para inhibir la autopolimerización
- Estabilizadores, para retardar la degradación [219]
  - Antioxidantes
  - Antiozonantes
  - Estabilizadores de luz UV
  - Capturadores de ácidos o metales
- Plastificantes (*plastizicers*)
  - Moléculas pequeñas, muy móviles, que se disuelven en el polímero sólido pero no forman uniones fuertes con él.
  - Facilitan que haya espacios para el movimiento de las cadenas grandes (disminuyen Tg) disminuyendo la viscosidad
  - Reducen la rigidez y hacen al polímero más blando y flexible, aumentando la plasticidad
- Rellenos. Pueden alcanzar porcentajes (en volumen) considerables del material: hasta (aproximadamente) un 85%
  - Partículas: cuarzo, silicato de Al y Li, o de Al y Ba, vidrios de sílice, con Ba o Sr, sílice coloidal o pirogénica, Zr, fluoruro de Yb (YbF<sub>3</sub>)
  - Fibras
- Radioopacificadores
- Polímeros con acción medicamentosa
- Pigmentos

### B CARACTERÍSTICAS DISTINTIVAS GENERALES DE LOS POLÍMEROS

#### I VENTAJAS, Y DESVENTAJAS

Las ventajas, y desventajas se resumen en la Tabla 12-1. Se incluyen las (des)ventajas: características que pueden ser positivas o negativas, dependiendo de las necesidades y la situación. Deben entenderse todas ellas como generales.

Tabla 12-1. Ventajas y desventajas generales de los polímeros

Ventajas	(Des)ventajas	Desventajas
Envejecimiento lento	Poco densos	Solubles (hidrocarburos aromáticos, cetonas, etc.)
Buenas cualidades organolépticas	Poca resistencia mecánica	Alto coeficiente de expansión térmica
Buenos aislantes térmicos y eléctricos	Blandos	Contracción de polimerización
Fácilmente moldeables	Poco rígidos (bajo E: elásticos)	Sorción acuosa
Bajos puntos de transición vítrea		
Bajo costo (de producción y de trabajo)		

No son aplicables o todos los polímeros individualmente, sino como grupo.

### C TIPOS Y USOS

#### I CERAS

Muy ampliamente utilizadas, siempre son mezclas de diferentes ceras, para adecuar rangos de fusión, consistencia, etc. Su Pm es relativamente bajo: está entre 400 y 4.000 [220]

Según su origen, pueden ser naturales o sintéticas, y pueden clasificarse según su uso en [220] como se menciona en la Tabla 12-2

Pueden presentarse en planchas, barras, rollos, bloques, tiras, preformas, etc.

## 1 PROPIEDADES GENERALES

Según [55, 220], las propiedades más relevantes son:

- Rangos de fusión (que no puntos) bajos.
  - Como son mezclas de diferentes materiales (ceras sobre todo), no tienen un punto de fusión, sino un rango.
- Coeficiente de expansión térmica elevado
- Termoplásticas: se pueden ablandar, fluir y derretirse
- Ductilidad
- Tensiones residuales en frío
  - Cuando han enfriado, sus componentes lo han hecho a diferentes ritmos y con diferentes coeficientes de contracción, lo que genera tensiones internas
- Mala estabilidad dimensional
- Conductividad térmica baja
- Malas propiedades mecánicas
- Flexibles o rígidas, dúctiles o frágiles, según sea la mezcla de sus componentes, que se ha preparado según la necesidad a que se atenderá

**Tabla 12-2. Tipos de ceras según su uso**

Patrones (técnica de la cera perdida)	Procesado	Impresión
Incrustación Tipo I	Encofrado	Correctoras
Tipo II	Pegajosas	Mordida
Colado Tipo A (rosa)	Bloqueo	
Tipo B (verde)	Blancas	
Tipo C (azul)	Utilidad	
Dentaduras Tipo I		
Tipo II		
Tipo III		

## 2 TIPOS

Dependiendo de la combinación de sus propiedades se diferencian muchos tipos de ceras:

### A INCRUSTACIÓN

Estos tipos de ceras se diferencian por su flujo a diferentes temperaturas. Deben dejar un residuo no volátil  $\leq 0.1\%$  cuando se queman, previamente al colado [55].

- Tipo I. Blandas. Para incrustaciones indirectas
- Tipo II. Duras. Para incrustaciones directas (en boca), réplicas o utilidades

### B COLADOS

Los requisitos de las ceras para patrones son [206]:

- Debe reproducir la forma, tamaño y contorno del dispositivo que se está fabricado
- Una vez conformado, no debe sufrir cambios dimensionales
- Una vez encofrado, debe ser posible eliminarlo quemándolo o haciéndolo hervir, sin dejar residuos

### C DENTADURAS Y PLACAS BASE

- Tipos: I (blanda), II (dura) y III (extradura)

### D ENCOFRADO

Deben poder doblarse a 21°C y mantener su forma a 35°C [55]

### E PEGAJOSA

Color marcado u obscuro, debe pegarse a la escayola o el metal. Su utilizan para mantener unidos temporalmente diversos materiales

### F BLOQUEO

Para rellenar retenciones en los modelos al fabricar dentaduras parciales removibles

### G BLANCA

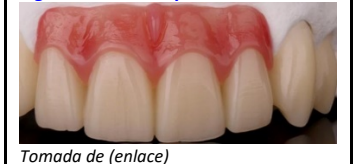
Para preparar patrones simulando una carilla estética

**Figura 12-1. Patrones encerados, para colar**



Tomada de (Enlace)

**Figura 12-2. Cera para dentaduras**



Tomada de (enlace)

**Figura 12-3. Encofrado de una impresión con cera**



Tomada de (enlace)

**Figura 12-4. Uso de cera blanca**



Tomada de (enlace)

### H UTILIDAD

Blanda, plegable, adhesiva

Figura 12-5. Cera de mordida



Tomada de (enlace)

### I CORRECTORA

Se utilizan como una capa superpuesta a un material de impresión para copiar detalles de los tejidos blandos

### J MORDIDA

Para relacionar los modelos superior e inferior. Cada vez más, substituidas por siliconas.

Figura 12-6. Modelos de resina epóxica



Tomada de (enlace)

## II MATERIALES PARA POSITIVADO

- Modelos de resina epóxica. Más tenaces que los de escayola, poco utilizados.

## III MATERIALES DE IMPRESIÓN

Los materiales de impresión rígidos (yesos, óxido de Zn-eugenol, compuesto de modelar, ceras) son poco utilizados (ver la clasificación de los materiales de impresión en la Tabla 10-1, de la pág. 81, que se repite a continuación para comodidad del estudiante).

De los compuestos rígidos, solo las ceras y el compuesto de modelar son polímeros, como lo son todos los materiales de impresión elásticos (reversibles o no).

Los materiales reversibles (agar), concebidos para su reutilización, no se emplean habitualmente en la clínica (debido a la posibilidad de infección cruzada) sino en el laboratorio.

Las características más relevantes de los materiales de impresión como grupo son [220]:

- Flujo: acortamiento de un cilindro bajo una carga pequeña, durante 15 min.
- Contracción
- Recuperación elástica: recuperación de un cilindro tras ser comprimido un 10% de su dimensión durante 30s.
- Flexibilidad: cantidad de deformación de una muestra cuando se estresa entre 100 y 1.000 g/cm<sup>2</sup>.
- Detalle: tamaño mínimo capaz de impresionarse
- Resistencia al desgarro.

Estas características se resumen en la Tabla 12-3:

Las propiedades de uso en clínica son muy importantes, y se resumen en la Tabla 12-4.

Debe recordarse que el uso de todo material tiene una curva de aprendizaje, y que solo la experiencia permite aprovechar todas sus ventajas.

## 1 MATERIALES DE IMPRESIÓN NO POLIMÉRICOS

### A ESCAYOLA DE IMPRESIÓN

Muy poco utilizada. Se puede usar para rebasar otros materiales, cuando se impresionan tejidos blandos.

Tabla 10-1. Clasificación de los materiales de impresión analógicos Repetida

Reacción Sol→Gel	Comportamiento			
	RÍGIDO	ELÁSTICO		No acuosos
		Acuosos - hidocoloides	Irreversibles	
Química	Yeso	Reversibles	Alginato	Siliconas
	Óx. Zn-Eugenol			Poliéteres
				Polisulfuros
Térmica		Gelatina - Agar		
	C. de modelar - Godiva			
	Ceras			

### B ÓXIDO DE ZN-EUGENOL

Para impresionar rebordes edéntulos con poca o ninguna retención o para rebasar otros materiales, en las impresiones de los tejidos blandos. Se puede usar como registro de mordida.

## 2 MATERIALES POLIMÉRICOS DE IMPRESIÓN

### A CERAS

En cuanto a la impresión, son las ceras correctoras

### B COMPUESTO DE MODELAR

Conocidos en España y Portugal como Godivas (por la marca comercial más difundida originalmente).

Son termoplásticos y muy viscosos [206]. Malos conductores térmicos: el centro puede tardar mucho más en ablandarse que el exterior. Almacenan muchos estreses térmicos al enfriarse

**Tabla 12-3. Características de los materiales de impresión en conjunto**

	Recuperación elástica (%)	Flexibilidad (%)	Flujo (%)	Detalle (μ)	Contracción (% 24 hs.)	Resistencia al desgarro (g/cm)
Agar	98,8	11,0		25		700
Alginato	97,3	12,0		75		540
Polisulfuros	95,7	14,3	1,2	25	0,5	4.825
S. Condensación	98,9	5,7	0,1	25	0,6	3.325
S. Adición	99,45	3,5	0,1	25	0,2	3.450
Poliéteres	98,65	2,6	0,1	25	0,3	3.250

*Cifras medias. Modificada de [220]*

Tipos:

- I (baja fusión). Para impresiones. Debe fluir a temperaturas inmediatamente superiores a las bucales
- II (alta fusión). Para fabricar o individualizar cubetas.
  - Fundamentalmente para algunos procedimientos en operatoria dental.
  - No deben distorsionarse a temperatura oral

### C AGAR

**Tabla 12-4. Propiedades de los materiales de impresión poliméricos**

	Agar	Alginato	Polisulfuro	S. Condensación	S. Adición	Poliéter
<b>Preparación</b>	Calentar, atemperar	Polvo/agua	2 pastas	2 pastas o pasta/líquido	2 pastas	2 pastas
<b>Manejo</b>	Complicado	Simple	Simple	Simple	Simple	Simple
<b>Facilidad de uso</b>	Sensible a la técnica	Bueno	Suficiente	Suficiente	Bueno	Bueno
<b>Comodidad paciente</b>	Tedioso, shock térmico	Placentero	Incómodo	Placentero	Placentero	Incómodo
<b>Limpieza</b>		Limpio	Mancha	Limpio		Limpio
<b>Remoción</b>	Muy fácil	Muy fácil	Fácil	Moderado	Moderado	Moderado/difícil
<b>T de trabajo (min)</b>	7-15	2.5	5-7	3	2-4.5	2.5
<b>T fraguado (min)</b>	5	3.5	8-12	6-8	3-7	4.5
<b>Estabilidad</b>	1h al 100% HR	Vaciado inmediato	1h	Vaciado inmediato	7 días	7 días (si en seco)
<b>Mojabilidad, facilidad de vaciado</b>	Excelente	Excelente	Excelente	Suficiente	Suficiente/buena	Buena
<b>Desinfección</b>	Mala	Mala	Suficiente	Excelente	Excelente	Suficiente
<b>Coste</b>	Bajo	Muy bajo	Bajo	Medio	Alto/muy alto	Muy alto

*Modificada de [220]. Sombreados en azul: los materiales más comunmente utilizados*

- Muy poco uso en clínica: fundamentalmente restringido al laboratorio, para reproducción de modelos, debido a la posibilidad de infecciones cruzadas (es reutilizable).
- Presenta un proceso típico de histéresis en el paso de sol a gel y viceversa. Se licúan con el calor (71 -100°C) y se gelifican al enfriarse (30 – 50°C), según la concentración de agar.
- Sensibles a la técnica: requieren aparatología complicada.
- Hidrofílicos: pueden usarse en medio húmedo.

### D ALGINATO

El material más utilizado en clínica, para las prótesis parciales removibles más sencillas, impresiones preliminares, modelos de estudio o casos ortodóncicos.

#### (1) COMPOSICIÓN

Se detalla en la Tabla 12-5:

**Tabla 12-5. Composición de los alginatos dentales**

Ingrediente	Peso (% aprox)	Función
Alginato potásico	18	Se disuelve en el agua y reacciona con iones de $Ca^{++}$
Sulfato de Ca dihidrato	14	Reacciona con el alginato potásico y forma un gel insoluble de alginato de Ca
Potasio, sulfato potásico, Zn	10	Contrarrestan el efecto inhibitor del hidrocoloide sobre los fluoruros, silicatos o boratos del yeso, mejorando su superficie. Se ajusta para modular la velocidad de fraguado
Fosfato de Na	2	Retardador: reacciona preferentemente con $Ca^{++}$ para aumentar el tiempo de trabajo antes de la gelación
Tierra de diatomeas o silicato	56	Controla la consistencia de la mezcla de alginato y la flexibilidad final
Glicoles orgánicos	Escaso	Polvo menos pulverulento
Wintergreen (té del bosque), pipermin, anís	Trazas	Mejoran el sabor
Pigmentos	Trazas	Mejoran el color
Desinfectantes (amonio cuaternario, sales de amonio, clorhexidina)	1-2	Ayudan a la desinfección

Modificada de [55]

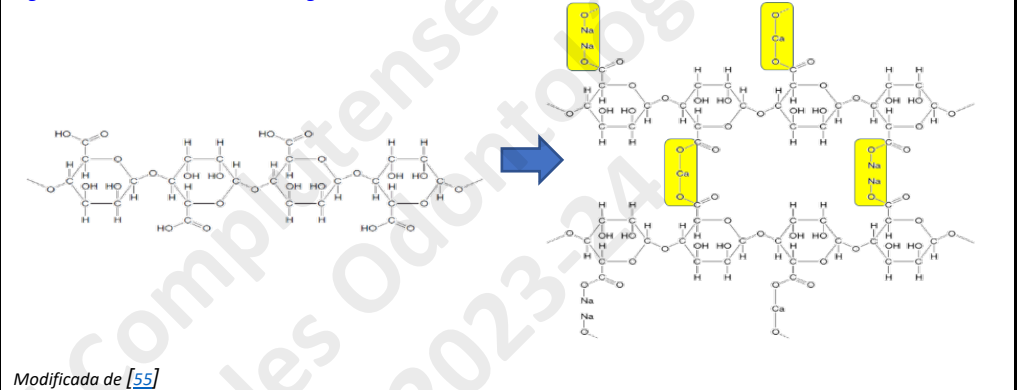
### (2) PREPARACIÓN Y POLIMERIZACIÓN

Normalmente se acompañan de dispensadores y medidores de polvo y agua.

Siempre se añade el agua al polvo, que debe esponjarse primero (se mide en volumen, no en peso).

El tiempo de mezcla es de (aproximadamente) 1 min. Algunos tienen indicadores colorimétricos que indican cuando la mezcla es satisfactoria.

**Figura 12-7. Polimerización del alginato**

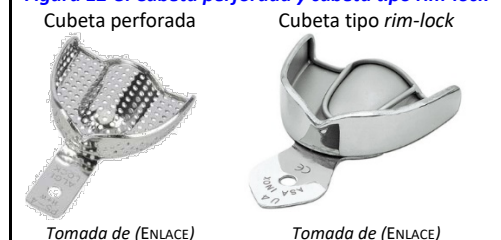


### (3) PROPIEDADES

Algunas se reflejan en la Tabla 12-3 y la Tabla 12-4.

- Tiempo de Mezcla. Influenciado por la temperatura del agua
  - Rápidos: 1.25 a 2 min.
  - Medios: 3 min.
- Recuperación elástica. Se favorece si...
  - Hay suficiente masa de alginato entre el diente y la cubeta
  - El alginato está adecuadamente fijo a la cubeta
    - Para ello se utilizan habitualmente las cubetas perforadas (preferentemente) o con reborde (tipo *rim-lock*)
  - La impresión se retira rápidamente
- Resistencia al desgarro.
  - Depende del tiempo: es mejor cuanto más rápida es la carga; las impresiones deben retirarse rápidamente también por esta razón
- Vaciado.
  - Deben lavarse las impresiones para retirar restos de saliva o sangre, y desinfectarse.
  - Deben eliminarse los acúmulos de agua que diluirían la escayola (se acumulan en las zonas profundas)
  - Si no se vacía inmediatamente la impresión debe lavarse con agua para eliminar las exudaciones del alginato
  - El modelo vaciado no debe permanecer en la impresión porque se degradaría su superficie por el agua del alginato.
- Estabilidad dimensional
  - Si están al aire pierden agua por evaporación y se contraen: deben vaciarse inmediatamente, o la impresión mantenerse en una cámara con el 100% humedad.

**Figura 12-8. Cubeta perforada y cubeta tipo rim-lock**





### Los polímeros

#### (4) VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS ALGINATOS

Ventajas	Desventajas
Coste bajo	Baja resistencia al desgarro
Manipulación fácil	Requiere vaciado inmediato
Buenas características organolépticas	Baja capacidad de detalle
Hidrofílico: desplaza sangre y fluidos	Baja estabilidad dimensional
Vaciado fácil en escayola	Compatibilidad con yesos depende del alginato y yeso utilizados
Pueden usarse cubetas convencionales	Incompatible con muchos materiales epóxicos de vaciado

Modificada de [220]

#### E SILICONAS DE ADICIÓN

Son vinil polisiloxanos

	Ventajas	Desventajas
Adición	Muy exactas	Caras
	Gran estabilidad dimensional	Más rígidas que las de condensación
	Buena recuperación elástica	Resistencia al desgarro moderada
	No mancha	Algunas liberan H al polimerizar
	Buenas cualidades organolépticas	Hidrofóbicas
	Pueden usarse cubetas convencionales	El sulfuro, el sulfato férrico y de aluminio inhiben su fraguado: deben mezclarse sin guantes y tener cuidado con los hilos retractores
	Pueden vaciarse hasta una semana después	
Condensación	Pueden vaciarse varias veces	
	Limpias	Tienden a la inexactitud si no se vacían inmediatamente
	Buenas cualidades organolépticas	Muy hidrofóbicas
	Buena elasticidad	Vaciado difícil en yeso
	Tiempo de polimerización graduable variando el acelerador	

Modificada de [220]

#### (1) PRESENTACIÓN

En dos pastas, con varias viscosidades (*extralight, light, médium, heavy, putty*)

#### (2) VENTAJAS Y DESVENTAJAS

##### I: SILICONAS DE CONDENSACIÓN

Son dimetil polisiloxanos

Actualmente tienen poco uso, aunque son ideales para prótesis fijas unitarias

#### 1: PRESENTACIÓN

Dos pastas o pasta/líquido

#### 2: VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Varias viscosidades (*low, medium, high, putty*)

#### F POLIÉTERES

Contraindicadas si hay grandes retenciones (son muy rígidos e impedirían la salida de la impresión y del modelo)

#### (1) PRESENTACIÓN

Dos pastas, tres viscosidades (*low, medium, high*)

#### (2) VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Ventajas	Desventajas
Fácil manipulación y mezcla	Caras
Más exactos que los polisulfuros y las S de condensación	Tiempos de trabajo y polimerizado cortos
Buen detalle	Mucha rigidez
Vaciado fácil en yeso	Sabor amargo
Pueden vaciarse hasta una semana después si se mantienen en seco	Requieren almacenamiento en seco

Modificada de [220]

### G POLISULFUROS (MERCAPTANOS)

#### (1) PRESENTACIÓN

Dos tubos: pasta/pasta, varias viscosidades (*low, medium, high*)



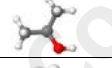
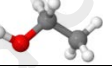
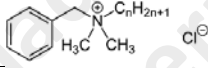
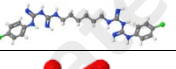

#### (2) VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Ventajas	Desventajas
Tiempo de trabajo largo	Requieren cubetas individualizadas
Buena resistencia al desgarro	Mal olor
Buenos detalles	Poca viscosidad: pueden fluir hacia la garganta del paciente
Buena flexibilidad	Manchan la ropa
Bajo coste	Requieren vaciado en 1h

Modificada de [220]

### 3 DESINFECCIÓN DE LOS MATERIALES DE IMPRESIÓN

Siguiendo a [221], podemos distinguir los siguientes materiales, y su recomendación de uso...

Materiales y sistemas de desinfección		Nivel de desinfección	Material en que se usa
SOLUCIONES BASADAS EN...	<b>Glutaraldehído</b>  Es un fijador de la materia orgánica	<b>Alto</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Hidrocoloides irreversibles</li> <li>▶ Óxido de Zn-Eugenol</li> <li>▶ Polisulfuros</li> <li>▶ Poliéteres</li> <li>▶ Siliconas</li> </ul>
	<b>Iodo</b> Necesitan mucho tiempo de contacto, por lo que pueden modificar las impresiones		
	<b>Hipoclorito de Na</b> 	<b>Intermedio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Hidrocoloides irreversibles</li> <li>▶ Óxido de Zn-Eugenol</li> <li>▶ Polisulfuros</li> <li>▶ Poliéteres</li> <li>▶ Siliconas</li> <li>▶ Compuesto de modelar</li> </ul>
	<b>Alcohol isopropílico</b> 		
	<b>Alcohol etílico</b> 		
	<b>Cloruro de benzalconio</b> 		
	<b>Clorhexidina</b> 		
<b>Agua con Ozono</b> 	<b>Bajo</b>		
MICROONDAS		<b>Alto</b>	
ULTRAVIOLETA			
AUTO-CLAVE	Vapor de agua		▶ Siliconas
	Óxido de etileno		▶ Siliconas

Basada en [221]

## IV MATERIALES PARA PRÓTESIS REMOVIBLE: BASES PROTÉSICAS

### 1 DEFINICIONES

- **Base protésica:** la base de la prótesis sobre los rebordes alveolares (fina línea azul en 1, en la Figura 12-10)
- **Liner** <sup>26</sup>: para aumentar la retención. Son blandos y elásticos, por lo que permiten ocupar estas retenciones al posibilitar la entrada y salida de la prótesis ((2 en la Figura 12-10, en verde)
- **Acondicionador:** para permitir el curado de los tejidos traumatizados bajo una prótesis, y posibilitar la toma correcta de una nueva impresión ((3 en la Figura 12-10, en negro)

<sup>26</sup> La polisémia, como no: no deben confundirse estos **liners**, entendidos aquí como un material de revestimiento protésico, con los **liners** o **bases** utilizados en odontología conservadora. El termino inglés **liner** se aplica a ambos, pues ambos se disponen **recubriendo** algo (una prótesis o el CDP).

### 2 CLASIFICACIÓN

Las diferentes bases protésicas se muestran en la Figura 12-9 y se esquematizan en la Figura 12-10

### 3 REQUISITOS

Los requisitos ideales de una base protésica son [206]:

- Apariencia similar a la de los tejidos blandos
- Temperatura de transición ( $T_g$ ) fuera del rango esperable en boca
- Buena estabilidad dimensional
- Bajo peso, en lo posible
- Conductividad térmica alta, para percibir las temperaturas
- Radiopacidad
- Rigidez alta
- Resistencia a la flexión
- Vida de fatiga alta
- Resistencia al impacto alta
- Resistencia a la abrasión (de las comidas, los limpiadores)
- Químicamente inerte. Insoluble en fluidos orales
- No tóxico ni irritante ni para el paciente ni para el técnico de laboratorio
- Barato
- Fácil de manipular y reparar

Figura 12-9. Clasificación de las bases protésicas

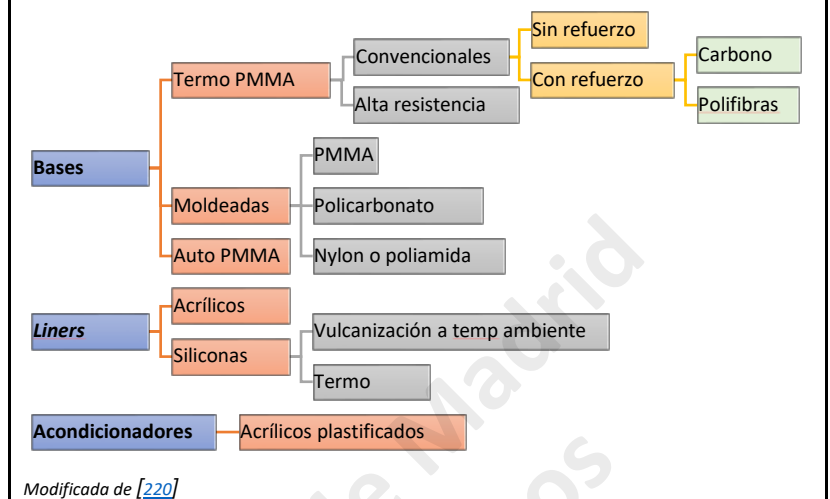
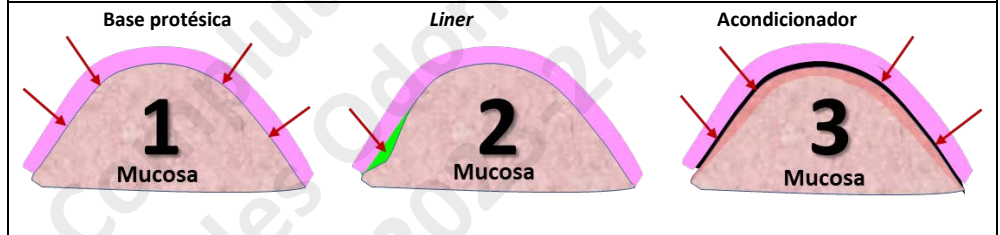


Figura 12-10. Bases protésicas, liners y acondicionadores



## V DIENTES ARTIFICIALES

### 1 REQUISITOS

Siguiendo a [206], son:

- Buena apariencia, congruente con la de los dientes naturales remanentes, si los hay (Figura 12-11)
- Buena fijación a la base protésica
- Baja densidad (para no aumentar el peso de la prótesis)
- Tenacidad adecuada
- Dureza adecuada para la masticación, pero que permita el retoque

### 2 TIPOS

#### A ACRÍLICOS

Se utilizan polímeros de muy alto entrecruzamiento, y colorantes específicos

Figura 12-11. Dos tablas de dientes artificiales



### B PORCELANAS

## VI MATERIALES PARA PRÓTESIS FIJA

### 1 CORONAS Y PUENTES PROVISIONALES

#### A REQUISITOS

Según [206] son:

- No debe ser tóxico para los tejidos orales (duros o blandos)
- La polimerización no debe producir grandes aumentos de temperatura
- No debe tener demasiada contracción de polimerización, pues dificultaría la extracción
- Debe tener un tiempo de trabajo adecuado
- Tenacidad suficiente
- Color adecuado al uso

#### B MATERIALES

- Acrílicos. Fundamentalmente PMMA
- Resinas compuestas

### 2 RECUBRIMIENTOS ESTÉTICOS DE PRÓTESIS FIJAS

Se utilizan muy diferentes tipos de polímeros o de resinas compuestas

## VII RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES (COMPOSITE RESINS)

Las resinas compuestas [27] son, sin duda, el material más comúnmente empleado para restauración (en las obturaciones) y para cementado.

Las obturaciones pueden ser

- **Directas:** se emplea un material en estado plástico, que se polimeriza en boca. Es crítico el sistema de polimerización.
- **Indirectas.** Se emplea un material ya polimerizado en laboratorio, que se prepara casi siempre en un modelo y posteriormente se cementa. Sus cualidades mecánicas suelen ser mejores, por cuanto la polimerización puede ser más completa.

#### 1 COMPOSICIÓN

Las resinas compuestas tienen dos fases principales: la matriz [28] (resinosa) y los rellenos, además de otros componentes (los silanos de la interfase, los colorantes, los iniciadores y los activadores de la polimerización, etc.).

#### A FASE RESINA

Los polímeros más comúnmente utilizados en la matriz, o fase resina, de las resinas compuestas se muestran en la Tabla 12-11.

Los basados en metacrilatos (BisGMA, TegDMA, BisEMA, UDMA) son bifuncionales. La utilización de unos polímeros u otros (o de sus mezclas) por los diferentes fabricantes (en Europa se vendieron resinas compuestas de 21 fabricantes, al menos, en 2016) se debe a estrategias comerciales, experiencia en la fabricación, patentes, etc. [224]

Los basados en siloranos se desarrollaron para minimizar la contracción de polimerización, a través de la apertura de su anillo (y la expansión consiguiente de las moléculas) durante la polimerización [222, 223].

	Material	Molécula	Pm
Metacrilatos	Bisfenol-A-Glicidil-Metacrilato (resina de Bowen)	<b>BisGMA</b>	512.6
	Trietilén-Glicol-Dimetacrilato	<b>TegDMA</b>	286.3
	Bisfenol-A-Dimetacrilato etoxilado	<b>BisEMA</b>	492
	Uretano-Dimetacrilato	<b>UDMA</b>	470.6
Oligómeros	Siloranos		

Modificada de [222, 223]

<sup>27</sup> Como su nombre sugiere son materiales compuestos. Entre otras cosas por su relleno, que es lo que le da la denominación genérica.

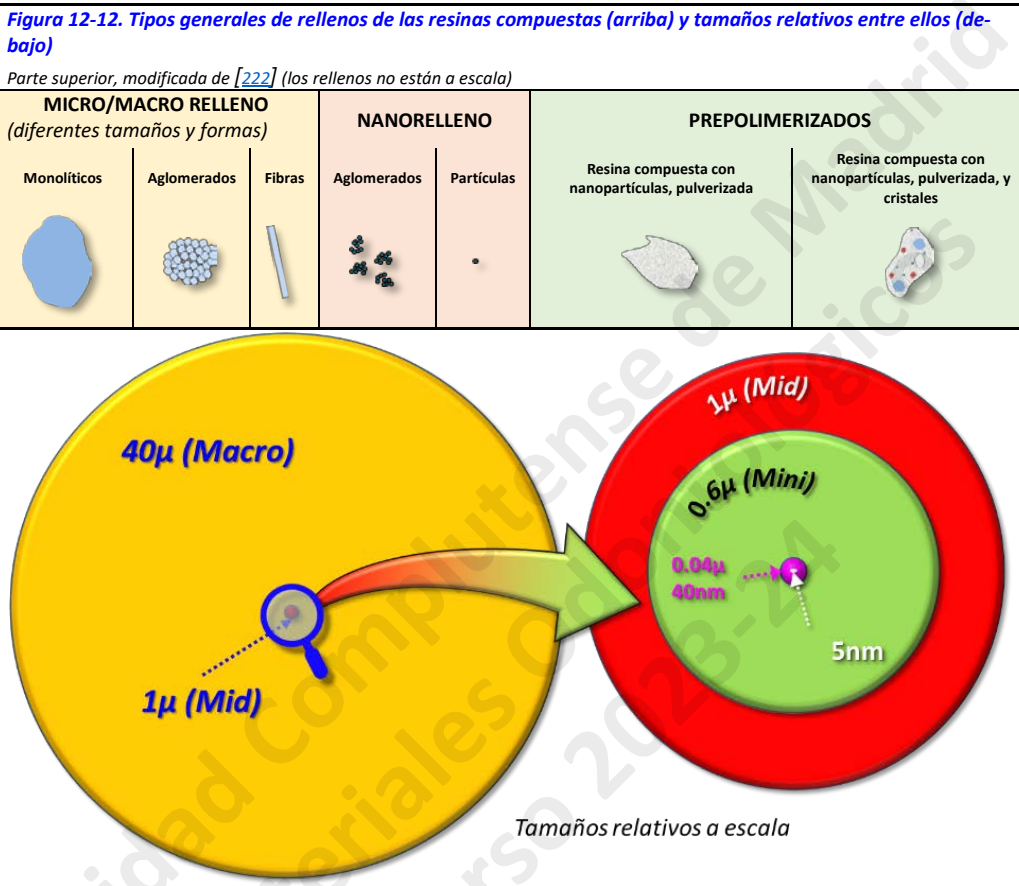
<sup>28</sup> Debe repasarse el concepto de matriz y de interfase en El concepto de fase y de interfase, en la pág. 5-32

### (1) DILUYENTES

Los polímeros habitualmente utilizados en la matriz (sobre todo el BisGMA) son muy viscosos, por lo que frecuentemente se añaden diluyentes como el TEGDMA.

### B FASE RELLENO

El relleno es distintivo en las resinas compuestas.



Sus funciones básicas son [222, 225]:

- Aumentar el módulo, la resistencia a la fractura, la dureza y la rigidez [226]
  - Aunque las cifras son extremadamente variables, pues dependen de la formulación de cada resina compuesta en particular, el módulo E de una resina matriz sin relleno está alrededor de 1.6 GPa, y el de esa misma resina con relleno alrededor es más de tres veces superior (de alrededor de 5GPa) [227].
- Disminuir la contracción de polimerización (al haber menos cantidad de polímero en el mismo volumen)
- Mejorar el manejo, proporcionando una viscosidad adecuada
- Aportar radiopacidad

### (1) LOS TIPOS DE RELLENOS

Son generalmente compuestos inorgánicos o fibras (ver Otros componentes, en la pág. 91), variando muchos sus tamaños y morfologías aún dentro de un mismo material (Figura 12-12).

La cantidad de relleno es variable (desde, aproximadamente, un 35% en volumen en las resinas compuestas fluidas hasta más del 75% en peso en las más viscosas) y está directamente relacionada con otras propiedades [144] (Figura 12-14).

Debe recordarse que la solubilidad del relleno en el polímero (al incorporarlo durante la fabricación) está limitada sobre todo por el área total de dicho relleno. Así, es más difícil diluir la misma masa de relleno cuanto menores sean las partículas.

- Fibras. Efectos muy positivos en las cualidades mecánicas y la tenacidad, pero negativos en las características estéticas

## Los polímeros

- Aglomerados (micro/macro y nanoaglomerados): permiten añadir más cantidad de relleno al facilitar su mojamiento por la resina
- Prepolimerizados. Permiten añadir partículas prepolimerizadas altamente cargadas, preparadas en un proceso previo, con el mismo o diferente relleno.

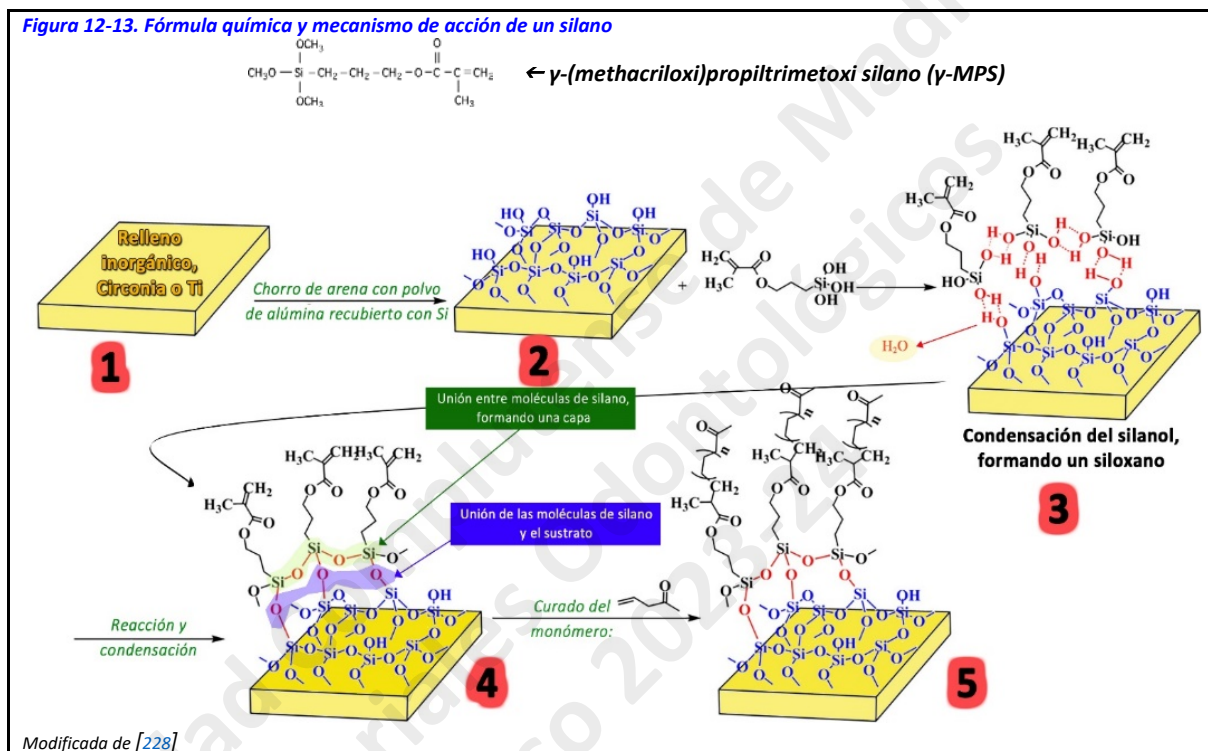
### (2) EFECTOS ÓPTICOS DE LOS RELLENOS

Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, mayor será la dispersión (*scattering*) de la luz que atraviesa el polímero.

Esto tiene consecuencias en la irradiancia que se alcanza en las zonas más alejadas de la fuente de luz (porque disminuye).

### C LA INTERFASE ENTRE LA MATRIZ Y EL RELLENO

Los rellenos más frecuentes son inorgánicos, por lo que no ocurre una unión química directa entre ellos y la resina matriz. Esta unión es básica para que puedan trasladar y distribuirse los esfuerzos de la una a los otros, y viceversa. De otra manera los espacios ocupados,



dentro de la matriz, por el relleno actuarían como una porosidad *estructural*. Para unir ambas fases se utilizan los silanos.

### (1) SILANOS

Son moléculas bifuncionales con [222, 228] ...

- Uno o más grupos reactivos (metacrilato, acrilato, epoxi,...) capaz de unirse a la fase resinosa
- Un extremo capaz de unirse a los grupos -OH de la fase inorgánica del relleno (o las cerámicas o los metales).

El más común es el  $\gamma$ -(metacriloxi)propiltrimetoxi silano ( $\gamma$ -MPS) (Figura 12-13), que se utiliza para unir resinas a varios otros materiales.

## 2 TIPOS

Hay muy diferentes tipos de resinas compuestas, atendiendo a las muchas maneras de clasificarlas. Un material específico puede fabricarse, por ejemplo, con diferentes viscosidades o diferentes traslucideces, y presentarse con sistemas de polimerización diferentes.

### A SEGÚN EL USO

#### (1) RESTAURACIÓN

- Directa. El material se lleva en estado plástico a la cavidad o localización en boca, y después se polimeriza, generalmente en capas.
- Indirecta. La restauración se prepara totalmente fuera de boca, en un modelo o tras un escaneado (ver Figura 10-3, en la pág. 83), y se cementa en posición una vez terminada.

### Los polímeros

#### (2) CEMENTADO (LUTING)

Son resinas compuestas en las que se ajusta la viscosidad (disminuyendo el porcentaje de relleno hasta un 30-60% y/o incluyendo polímeros de bajo Pm) y el sistema de curado (autocurado, fotocurado, curado dual). El espesor de capa debe poder estar entre 13 y 20 $\mu$  [55].

#### (3) SELLADORES (DENTAL SEALANTS, PIT AND FISSURE SEALANTS)

Se utilizan polímeros fotopolimerizables de baja viscosidad, normalmente con rellenos que liberan flúor o sin relleno (para mejorar la penetración y la adhesión a esmalte) [229], opacos (normalmente blancos) o no, a veces combinados con cementos de vidrio ionómero (CVI, *glass-ionomer-cements GIC*).

#### (4) BASES CAVITARIAS (LINERS)

El uso de las bases cavitarias está desde hace años en revisión.

Sus indicaciones se establecieron hace muchos años, cuando no se conocían bien ni la fisiología del CDP, ni existían los mecanismos de adhesión ni los materiales de restauración actuales [230, 231]. Su aplicación persigue proteger al CDP:

- del material de restauración: se pensaba que las reacciones patológicas del CDP podían ser causadas por el mismo material de restauración
- de las microfiltraciones
- de los cambios térmicos o eléctricos
- de los estreses mecánicos transmitidos por el material de restauración

Puede existir confusión entre estos materiales y los materiales de cementado (*luting*), en gran parte debido a que varias de las bases cavitarias se utilizan para ambos fines.

Posteriormente (en el apartado de las cerámicas) se describirán en conjunto los cementos <sup>29</sup>, atendiendo a que prácticamente todos ellos contienen rellenos cerámicos. Los polímeros están presentes en la formulación de algunos:

- Barnices: una o más resinas disueltas en un solvente orgánico [230].
  - Básicamente utilizados para *forrar* las cavidades que iban a ser obturadas con amalgama de plata y minimizar la microfiltración marginal.
  - También los hay que se utilizan como materiales preventivos, pues contienen fluoruros.
- Hidróxidos de Ca: algunos de ellos incorporan polímeros
- CVIs y policarboxilatos.
- Óxido de Zn-eugenol, OZE (*zinc-oxide-eugenol, ZOE*). A la primitiva formulación (un cemento formado por óxido de Zn y eugenol) se le añadieron posteriormente resinas, para crear una masa rígida polimerizada en un tiempo clínico más corto que el que suponía el fraguado del OZE.
- Resinas compuestas. Los cementos de resina compuesta fluidos se emplean frecuentemente con el fin de proteger el CDP.

#### 3: ADHESIÓN

Este grupo tiene un apartado específico

Figura 12-14. Esquema de los efectos del porcentaje de relleno de las resinas compuestas

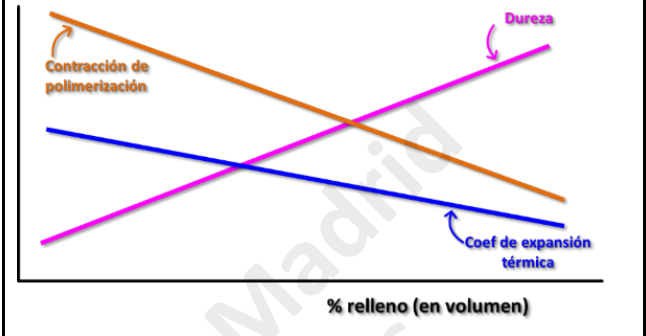


Figura 12-15. Punta dispensadora de una resina compuesta fluida



Tomada de (ENLACE)

<sup>29</sup> Una de las consecuencias de organizar la parte específica de este manual por familias es esta: las bases cavitarias (por ejemplo) son BM compuestas, como casi todos, y como grupo están presentes en los polímeros y las cerámicas.

### B SEGÚN LA VISCOSIDAD

- Fluidos. Una mayor fluidez se consigue disminuyendo el porcentaje de relleno y/o añadiendo surfactantes u otros polímeros de menor Pm. Generalmente dispensado en jeringa con punta fina (Figura 12-15).
- Universales. Aún esta denominación abarca muchas viscosidades. Es la denominación que cada fabricante da a su viscosidad tipo, por lo que la viscosidad universal de un fabricante puede ser muy diferente de la de otro(s).
- Atacables o *empaquetables (packable)*. Muy viscosos. Generalmente gracias a modificaciones de la distribución del relleno o por la adición de otros rellenos (a veces, fibras).

### C SEGÚN EL SISTEMA DE POLIMERIZACIÓN

El estudiante debe repasar los conceptos contenidos en Polímeros: la polimerización, en la pág. 51

Figura 12-16. Tipos de resinas compuestas, según el sistema de polimerización

	Activador	Iniciador	Presentación	Curado
<b>AUTO</b>			<b>ACTIVADOR e INICIADOR</b> separados, cada uno en un vial. Se mezclan en el momento de la colocación casi siempre manualmente, o mediante un sistema incorporado.	Bueno, homogéneo Lento
<b>FOTO</b>			<b>ACTIVADOR:</b> energía lumínica <b>INICIADOR:</b> en el vial del material	Bueno, pero no homogéneo (mejor cuanto más cerca de la luz)
<b>DUAL</b>			<b>ACTIVADOR e INICIADOR</b> separados (cada uno en un vial) Se mezclan en el momento de la colocación mediante un sistema incorporado, o manualmente Posteriormente se activa el fotoiniciador mediante la luz	Fotocurado: bueno, pero no homogéneo (mejor cuanto más cerca de la luz) Autocurado: problemático

### II: SEGÚN EL RELLENO

La clasificación de las resinas compuestas según sus rellenos es compleja y está en revisión permanentemente [233]. Aquí se presenta una modificación de la propuesta por [232] (Figura 12-17).

Las diferentes denominaciones atienden, en general, al tamaño del relleno mayor.

Debe recordarse que los rangos de tamaño de las partículas son, dentro de cada categoría, muy variables: por ejemplo, las del rango de 1 a 10  $\mu$  comprenden partículas de entre (aproximadamente) 1 y (aproximadamente) 10 $\mu$ , con distribuciones no necesariamente homogéneas.

Los diferentes tamaños de los rellenos o de sus combinaciones tienen consecuencias en el comportamiento del material.

#### (1) SUPERFICIES

En general, cuanto de mayor tamaño sea el relleno, menor capacidad de pulimento tendrá la resina compuesta, debido a que los rellenos grandes *asoman* o *protruyen* de alguna manera en la superficie, dificultando conseguir una superficie lisa y dejando tras de sí mayores defectos cuando se pierden.

#### (2) RIGIDEZ

A igualdad de tamaño de partículas cuanto más porcentaje de relleno tenga una resina compuesta, más rígida será. Esto tiene consecuencias

- positivas: más eficiente será en la oclusión y masticación
- negativas: la contracción de polimerización producirá más estrés en las interfases adheridas, al trasladarse más eficazmente dicha contracción.

Cuando los tamaños son diferentes, la resina compuesta con partículas de relleno mayores (en promedio) será más rígida que la que tenga (en promedio) partículas de menor tamaño.

#### (3) DESGASTE

Los rellenos más grandes producen mayor desgaste (especialmente abrasivo) en la superficie. Al producirse el desgaste de la parte débil (la matriz), las partículas grandes quedan expuestas y pueden ser arrancadas por un mecanismo como el que se esquematiza en la Figura 12-18, acelerando el desgaste.

#### D SEGÚN LA TRASLUCIDEZ

Aunque no todos los fabricantes producen todos los tipos, muchos preparan resinas compuestas con cuatro traslucideces. De menor a mayor (Figura 12-19):

- Cuerpo
- Dentina
- Esmalte
- Traslúcido

Su combinación permite reproducir los complejos colores y traslucideces de los dientes (ver El color de los dientes, en la pág. 36)

#### E TIPOS ESPECÍFICOS

##### (1) MATERIALES DE RESTAURACIÓN DE BAJA CONTRACCIÓN (LOW SHRINKAGE)

Las estrategias de los fabricantes para disminuir la contracción de polimerización se basan, principalmente, en modificar la formulación de la matriz [234] de una o varias maneras:

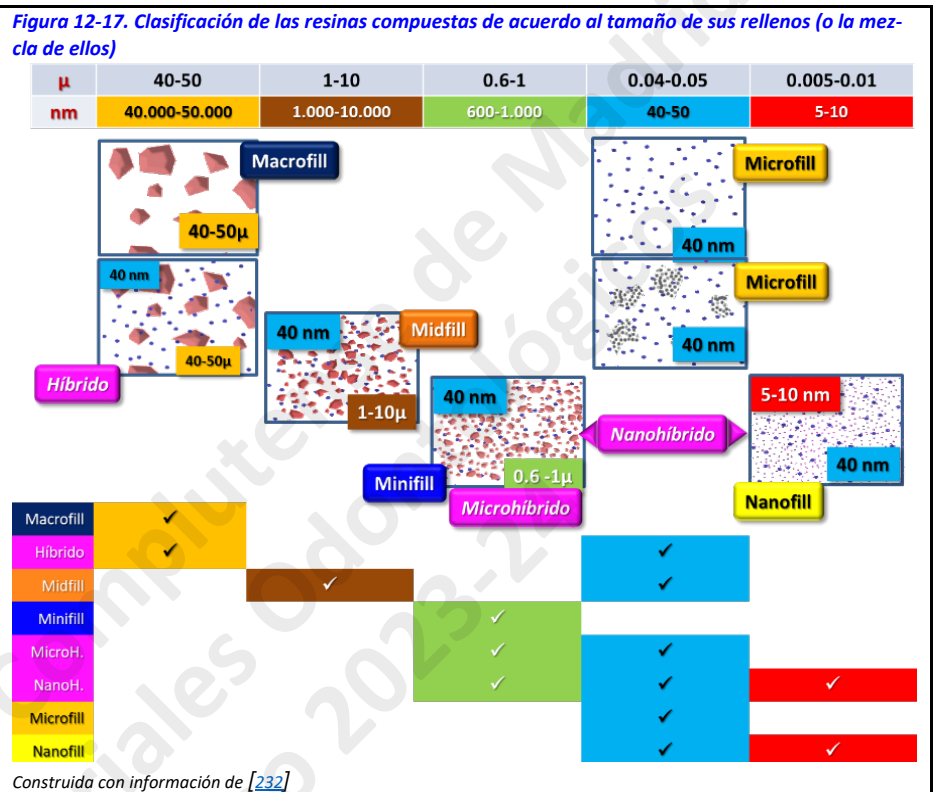
- Utilización de siloranos
- Inclusión de polímeros (sobre todo BisEMA) en vez de TegDMA
- Agentes de entrecruzamiento
- Aumento del porcentaje de relleno

Aun así, los resultados de la disminución de la contracción de polimerización son aún contradictorios.

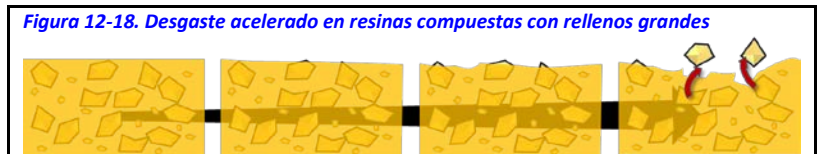
##### (2) MATERIALES DE RESTAURACIÓN DE INSERCIÓN EN BLOQUE (BULK)

Las resinas compuestas se insertan en capas en las cavidades con dos objetivos fundamentales [235-238]:

- Disminuir los efectos de la contracción de polimerización, al producirla secuencialmente.



**Figura 12-18. Desgaste acelerado en resinas compuestas con rellenos grandes**



**Figura 12-19. Traslucideces de las resinas compuestas**



- Conseguir la fotopolimerización, más eficaz en capas de 2 a 2.5 mm.

Para evitar esta necesidad se desarrollaron los composites de inserción en bloque, eliminando pasos clínicos y eliminando la posibilidad de atrapar aire entre las capas.

Estas resinas compuestas pueden presentarse con viscosidad fluida o convencional. La capacidad de fotopolimerizar grandes profundidades (capas bastante mayores que 2.5, pues se insertan en bloque) se consigue normalmente mediante iniciadores más eficientes, y necesita lámparas también más eficientes.

Los resultados clínicos no son aún concluyentes.

#### (3) MATERIALES DE RESTAURACIÓN REFORZADOS CON FIBRAS

La inclusión de fibras en la resina compuesta incrementa notablemente su resistencia a la fractura y a la flexión [239].

La composición, la dirección y la longitud de las fibras incluidas varía según el fabricante o el uso pretendido. La mejora en las cualidades del material, dependiendo de la orientación de las fibras respecto al esfuerzo se reflejan en la Figura 12-20.

Sus usos pueden resumirse en:

- Prótesis: reparaciones, prótesis de tramo corto,...
- Endodoncia: postes
- Obturaciones
- Muñones
- Ferulización por razones periodontales

#### (4) RESINAS COMPUESTAS AUTOADHERENTES (SELF-ADHERING)

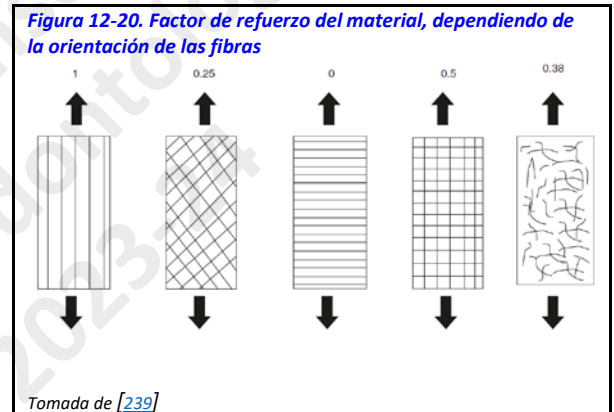
El objetivo principal es la eliminación de pasos clínicos durante la fase clínica de preparación de la adhesión.

Los mecanismos de autoadhesión de estos materiales, que se tratarán en un apartado posterior de este manual, se aplican a diversas utilidades, como adhesivos, cementos o materiales de restauración directa (fluidos o con viscosidad universal).

#### (5) MATERIALES DE RESTAURACIÓN BIOACTIVOS

Son resinas compuestas con una función activa, más que inerte [240, 241].

Comprenden a los cementos de vidrio ionómero (CVI, GIC), los cementos de vidrio ionómero modificados con resinas (CVI-R, *resin modified glass-ionomer cements*, RMGIC) y resinas compuestas con rellenos liberadores de flúor.



## VIII ENDODONCIA

### 1 GUTAPERCHA

La gutapercha está emparentada con el caucho: ambos derivan del isopreno (2-metil 1,3-butadieno) [242, 243]:

- Isómero CIS: caucho, o goma natural.
- Isómero TRANS 1,4-polyisopreno: gutapercha

#### (1) COMPOSICIÓN

- Gutapercha (hasta un 20%), formando la matriz
- Relleno de ZnO (hasta un 80%), que actúa como radioopacificador
- Ceras

#### (2) PROPIEDADES





## Los polímeros

- Termoplasticidad.
  - A unos 100°C, alcanzados localmente mediante instrumentos calientes, se adapta al espacio disponible en los conductos radiculares. También puede utilizarse en caliente, inyectada.
  - Hay una gran contracción al enfriarse: requiere gran compactación y el uso de un cemento adicional
- Soluble en eucalipto (1,8-cineol) y cloroformo (triclorometano, CHCl<sub>3</sub>), que actúan como plastificantes.
  - Esto permite su eliminación para retratamientos o procedimientos restauradores posteriores al tratamiento endodóntico
- Viscoelasticidad: deformación continua bajo estrés.

## IX ORTODONCIA

Los polímeros tienen amplio uso en ortodoncia, especialmente en los tratamientos denominados *estéticos*, en los que por esa razón se evitan los dispositivos metálicos.

### 1 BRACKETS

Según [244, 245]

- Policarbonato. Deformables y débiles: poco usados
- Poliuretano o policarbonato reforzados con cerámicas o fibras
- Polioximetileno

En general tienen...

- Malas propiedades mecánicas. Se deforman por las fuerzas de torque de los arcos
- Absorción acuosa: el agua actúa de plastificante

### 2 ARCOS

Siguiendo a [244, 246-248]

- Arcos metálicos (NiTi, aceros) revestidos con recubrimiento estético de ...
  - Resina epóxica
  - Teflón
  - Polipropileno
- Resinas compuestas, con fibras

### 3 ELÁSTICOS

Siguiendo a [249]:

- Látex
- Poliuretanos

## X PROTECTORES BUCALES

Siguiendo a [250]:

- Tipo I: termoplásticos
  - Etilvinilacetatos (EVA), poliamidas, siliconas ...
  - Clase I: al vacío. Los más ajustados y seguros
  - Clase II: en boca. Ajuste con calentamiento previo
- Tipo II: termoestables
  - Clase I: en boca. Ajuste con calentamiento previo
- Tipo III: comerciales
  - Bajo precio, muy mal ajuste

## XI FÉRULAS Y CUBETAS TERMOFORMADAS

Siguiendo a [251-254]

- Duras: policarbonato, PMMA, resinas acetálicas
- Resilientes



### XII LOS POLÍMEROS EN CAPA DELGADA (FILMS)

Hay una gran variedad de polímeros que se utilizan en capas (films) sobre otros materiales, con diferentes finalidades. Siguiendo a [255]:

#### A ANTIMICROBIANOS

##### (1) PARA PREVENIR LA FORMACIÓN DEL BIOFILM Y LA APARICIÓN DE CRIES

- Barnices, con fluoruros
- Barnices para dientes artificiales o restauraciones

##### (2) PARA PREVENIR LA EROSIÓN DENTAL

- Absorción de polímeros en las capas superficiales de los dientes
  - Quitosano, pectinas, alginato de propilen-glicol, carbopol

##### (3) PARA LA LIBERACIÓN DE SUBSTANCIAS

- Capsulas de polímeros (quitosano, alginato, gelatina, pectinas, policarbonatos, ...) cargadas

##### (4) EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

- Adhesivos (no dejan de ser una capa protectora, también)

##### (5) EN PRÓTESIS

- Adición de nanopartículas (ZrO<sub>2</sub>, Ag, Pt) al PMMA
- Grafeno

##### (6) EN IMPLANTOLOGÍA

- Modificaciones de las superficies para favorecer la osteointegración o con efectos antibióticos

##### 1: EN PERIODONCIA

- 2-methacrilolioxetil fosforilcolina (MPC)

#### B PARA PREVENIR LA CORROSIÓN

- De los arcos ortodóncicos (NiTi o acero): nanocomposites, poliamidas, PEEK, politetrafluóretileno (PTF), óxido de grafeno, ...

#### C PARA REDUCIR LA FRICCIÓN

- Grafenos
- Teflon

### D ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA: LOS ADHESIVOS

La adhesión es una de las características de la odontología moderna.

La apropiación del término por parte de los adhesivos poliméricos, los más utilizados y eficaces, ha hecho que se olvide que en sentido estricto toda acción de unir firmemente dos partes, haciendo de ellas un todo funcional (que es, por otra parte, uno de los objetivos de la odontología), es adherir.

Pero al generalizarse el término *adhesivo*, parecería erróneamente que aquello que no es un polímero no es un adhesivo. En este manual se emplea el término adhesión en sentido amplio.

La adhesión en odontología puede ser necesaria entre muy diferentes adherentes, en muchas situaciones clínicas distintas (Tabla 12-12):

## Los polímeros

Como en todo proceso de unión, la adhesión en general consiste en (ver Las fases generales de la adhesión, en la pág. 74):

- la preparación del adherente 1
- la colocación del adhesivo
- la colocación del adherente 2
- el paso del adhesivo de líquido a sólido

**Tabla 12-12. Combinaciones de adherentes en odontología**

		ADHERENTE 1					
		ESMALTE	ESMALTE Y DENTINA	DENTINA	METAL	CERÁMICA	RESINA
ADHERENTE 2	ESMALTE	Reposición de fragmentos en fracturas dentarias					
	ESMALTE Y DENTINA						
	DENTINA						
	METAL	Brackets Bandas ortodoncia	PFM Incrustaciones	PFM Pernos metálicos	PFM sobre muñón Muñones amal- gama		
	CERÁMICA	Brackets Carillas	Coronas cerámicas Carillas Incrustaciones	Coronas cerámicas Carillas	Roturas PFM	Rotura cerámi- cas	
RESINA	Brackets Selladores	Carillas	Obturaciones Pernos poliméri- cos		Rotura cerámi- cas	Reparación obturacio- nes	

### I MECANISMOS BÁSICOS DE LA ADHESIÓN

En toda adhesión deberían, idealmente, conseguirse ([256]) ...

#### 1 MOJADO DE LA SUPERFICIE DEL ADHERENTE

Para ello los adherentes deben estar limpios, lo más secos que sea posible y con la mayor energía superficial posible.

#### 2 MICRORRETENCIÓN

Para ello los adherentes deben tener una superficie irregular, con microporosidades que puedan ser ocupadas por el adhesivo

#### 3 INTERACCIÓN QUÍMICA

Es la microrretención ideal: hay una continuidad entre el adhesivo y el adherente.

Con el adherente 1 puede conseguirse si el adhesivo se une a la hidroxiapatita de la dentina o el esmalte

Con el adherente 2 puede conseguirse si el adhesivo tiene una estructura química compatible con él

Figura 12-22. Extremo de un dispositivo de chorreado con arena, en clínica



Tomada de (ENLACE)

### II ADHESIÓN A METAL, CERÁMICA O RESINA

#### 1 PREPARACIÓN DEL ADHERENTE 1

El adherente 1 está siempre en estado rígido. Para preparar los diferentes adherentes:

##### A ASPERIZADO

El asperizado persigue la producción de una superficie rugosa, microrretentiva y con alta energía superficial

- Fresa.
  - Es el más sencillo y económico, pero no el más eficiente. Exige una eliminación de los restos.
- Chorro de arena



### Los polímeros

- Su uso clínico requiere equipamiento específico (Figura 12-22) que impulse un chorro de aire con partículas abrasivas en suspensión

#### B ÁCIDO FLUORHÍDRICO (FH)

El ácido fluorhídrico es capaz de erosionar las partículas o cristales de Si.

- En cerámicas
  - Solo válido para las cerámicas no policristalinas, basadas en Si, pero no para las circoniosas.
- En resinas
  - Válido para resinas compuestas con relleno de tamaño grande o mediano. La fase resinosa no se alterará.

#### C DISOLVENTES

- Acetona
  - Disuelve parcialmente la fase resinosa, haciéndola más permeable al adhesivo

#### D SILANOS

Facilitarán el mojado por el adhesivo e interactuarán con él, enlazándolo con el adherente

#### E PRIMERS

- 10-MDP
- 4-META

## 2 COLOCACIÓN DEL ADHESIVO

Los adhesivos poliméricos son similares que los utilizados para la adhesión a esmalte y/o dentina.

## 3 COLOCACIÓN DEL ADHERENTE 2

El adherente 2º podrá estar en dos estados:

#### A RÍGIDO

Obligado, si es un metal colado, una cerámica o una resina indirecta.

#### B PLÁSTICO

En el caso de los metales en estado plástico (amalgama de plata) o en las resinas compuestas directas.

## 4 PASO DEL ADHESIVO DE LÍQUIDO A SÓLIDO

#### A CEMENTOS ÁCIDO-BASE

Los cementos fraguan.

#### B POLIMÉRICOS

Dependiendo del material utilizado y de la situación clínica, podrá ser de auto o fotocurado o de curado dual.

Cuando el adherente 2º es opaco, es obligado que sea de autocurado o de curado dual.

## III ADHESIÓN A ESMALTE Y/O DENTINA

La adhesión a esmalte está resuelta desde hace tiempo [259] y se realiza casi igual desde entonces (cuando el sustrato es solo esmalte, como en el caso de la fijación de brackets o la ferulización de dientes periodontales)

Pero la adhesión cuando está involucrada la dentina sola o adyacente a esmalte es más compleja [256], debido a las múltiples estrategias posibles de tratamiento de su barrillo dentinario y a la gran cantidad de presentaciones y composición de los materiales.

Tabla 12-13. Preparación de adherentes de metal, cerámica y resina

MÉTODO		Metal	Cerámica		Resina
			Basada en Si	Circoniosa	
Asperizado	Fresa	✓	✓	✓	✓
	Chorro de arena	✓	✓	✓	✓
Ácido Fluorhídrico			✓		✓
Disolventes					✓
Silanos		✓	✓	✓	✓
Primers	10-MDP	✓	✓	✓	
	4-META		✓	✓	

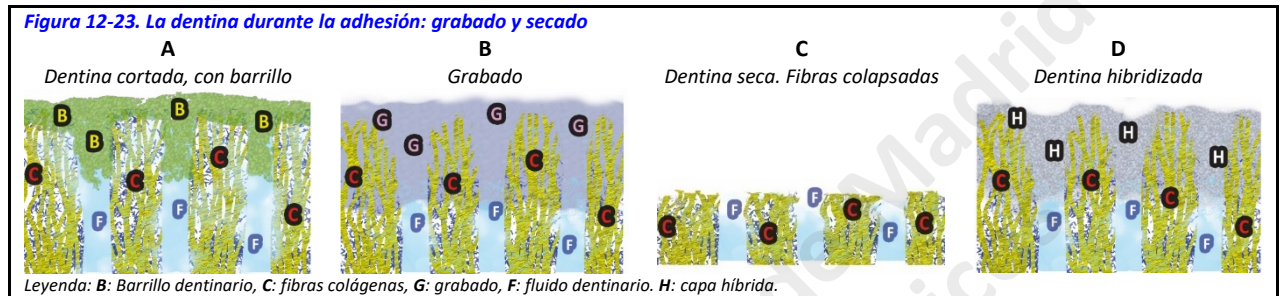
Datos de [55, 257, 258]

En general, la adhesión mediante polímeros al esmalte o la dentina se basa en el entrecruzamiento, la interdigitación, del adhesivo en las irregularidades del esmalte o entre las fibrillas de colágeno de la dentina

La evolución técnica y del conocimiento ha ido produciendo diferentes generaciones de adhesivos (hasta 8 [256]).

## 1 EL BARRILLO DENTINARIO

Hay dos estrategias muy diferentes para tratarlo:



### A ELIMINARLO TOTALMENTE

Es la estrategia que siguen los adhesivos tipo *Etch&Rinse* (E&R, grabado y lavado).

Mediante un ácido, generalmente (no siempre) ácido fosfórico  $\text{PO}_4\text{H}_3$ . Esta acción exige un lavado abundante para eliminar los restos de ácido y los subproductos.

#### (1) EL CRÍTICO PASO DEL LAVADO Y EL SECADO

Este es un paso crítico, origen de muchos fallos en la adhesión. Esta estrategia se basa en ocupar con el adhesivo los espacios libres entre las fibras de colágeno en la dentina cortada, que estará recubierta del barrillo dentinario (Figura 12-23, A). Se graba con ácido (Figura 12-23, B) para hacerla accesible y eliminar todo el barrillo.

Una vez lavado el ácido y sus subproductos, si la dentina se seca completamente, las fibras colágenas se colapsan, por lo que no podría penetrar el adhesivo (Figura 12-23, C).

Para evitarlo la dentina se debe dejar levemente húmeda. Esto es difícil de conseguir en clínica en todas las partes de una cavidad y en todos los casos, de manera consistente.

Cuando el adhesivo interpenetrado entre las fibras polimerice, quedará entrelazado con las fibras: se habrá formado una capa híbrida fibras-adhesivo (Figura 12-23, D) de varias  $\mu$  de espesor, que era el objetivo.

### B PERMEARLO<sup>30</sup>

Es la estrategia que siguen los adhesivos tipo autograbado (*Self-Etching*, SE).

No persiguen eliminar totalmente el barrillo, sino atravesarlo para llegar a la dentina subyacente, hibridizándola.

Es básico comprender que, en esta estrategia, NO hay pasos separados de grabado y lavado, como en la anterior.

De esta manera la capa híbrida (de menor espesor que en el caso de la estrategia E&R) contiene restos de barrillo (*atravesados* por el adhesivo, e intactos) y fibras colágenas (Figura 12-24, B).

<sup>30</sup> *Permear: dicho de un líquido, penetrar en un cuerpo o traspasarlo (DLE)*

### 2 LOS PRIMERS

En la denominación de estos materiales hay confusión entre los diferentes fabricantes: algunos llaman *primer* al ácido con el que eliminan el barrillo dentinario.

Son polímeros de bajo Pm disueltos en un solvente soluble en agua (agua, alcohol o acetona). Se disuelven en el agua residual de la dentina levemente húmeda, desplazando al agua (que provocaría hidrólisis del adhesivo a largo plazo).

Además, el fin de los *primers* es reexpandir las fibras y adherirse químicamente a los cristales de hidroxiapatita remanentes

### 3 PREPARACIÓN DEL ADHERENTE 1 (ES-MALTE Y/O DENTINA)

Se seguirá la estrategia adecuada, explicada en El barrillo dentinario, más atrás.

### 4 COLOCACIÓN DEL ADHESIVO

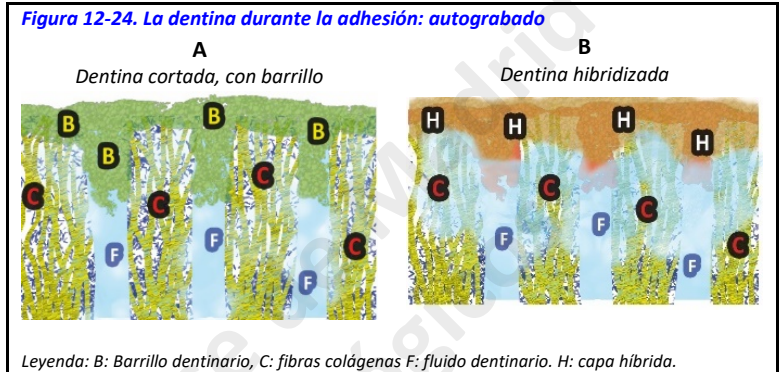
Los diferentes fabricantes tienen estrategias distintas en cuanto a la formulación de sus adhesivos y a su presentación (uniendo o no los *primers* al adhesivo, por ejemplo) para minimizar los pasos clínicos, lo que da una multiplicidad de maneras de manejar los diferentes adhesivos, que se esquematiza en la Figura 12-25.

#### (1) E&R

En todos ellos el conteo de los pasos debería incrementarse, pues el lavado y secado no deja de ser un paso. Pero esta manera de denominarlos está admitida, y es comercialmente más atractiva.

- 3 pasos
  - El imprimador se aplica antes que el adhesivo. Su manejo tiene una secuencia:
  - debe masajearse suavemente sobre la dentina, para asegurar su penetración. Después,
  - debe secarse suavemente (o dejarse secar), hasta que se evapore el solvente
- 2 pasos
  - El imprimador se aplica conjuntamente con el adhesivo

#### (2) C: ADHESIVOS BASADOS EN ÁCIDOS POLICARBOXÍLICOS



**Figura 12-25. Los sistemas adhesivos, según sus estrategias y pasos**

		Lavado - secado		
		Grabado	Imprimador	Adhesivo
	Pasos			
Etch & Rinse	A 3	[Etch]	[Primer]	[Adhesive]
	B 2	Auto-imprimación	[Adhesive]	[Adhesive]
	C 2	CVI / CVI-R	[Adhesive]	[Adhesive]
Autograbado	D 2	Primer autograbante	[Adhesive]	[Adhesive]
	E 1	Todo en uno	[Adhesive]	[Adhesive]

Este material se presenta en forma de polvo/líquido, y en el líquido se contienen los ácidos policarboxílicos.

Al aplicar el líquido (previamente al mezclado) sobre la dentina sus ácidos penetran a través del barrillo, alcanzando los cristales de hidroxiapatita de la dentina subyacente y adhiriéndose a ellos.

Por tanto, aunque es una acción de grabado, NO debe eliminarse el ácido, como en los adhesivos S&E.

Esta estrategia antes mencionada es similar a la de los adhesivos autograbantes (S&E). Pero en el caso de los CVIs se añade la capacidad de adherirse químicamente a la dentina, a través de enlaces iónicos entre los grupos carboxílicos y los iones de Ca de la superficie de la dentina o el esmalte [260] (Figura 12-26).

### (3) S&E

La principal ventaja que tienen es la simplicidad clínica.

- 2 pasos
  - El agente grabador (monómeros ácidos) y el *primer*, conjuntos.
- todo en uno

## 5 COLOCACIÓN DEL ADHERENTE 2

Pueden darse varias situaciones:

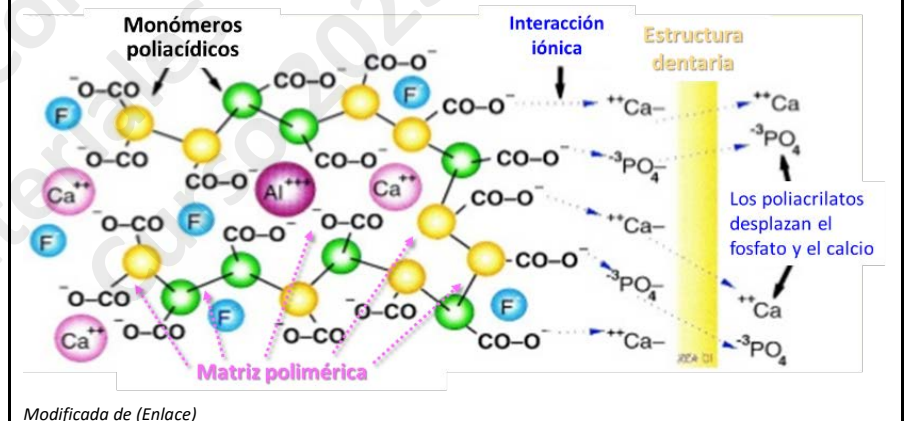
- El adherente 2º es un cemento (evidentemente, en estado plástico)
  - Es el caso, común, del cementado de una cerámica, un metal, etc.
- El adherente 2º es una resina compuesta en estado plástico (una obturación directa)

## 6 PASO DEL ADHESIVO DE LÍQUIDO A SÓLIDO

Este paso es controvertido, pues hay dos posiciones:

- Polimerizar el adhesivo antes de colocar el adherente 2º.
  - Aunque no polimerizará completamente (por la capa inhibida), se asegura su polimerización mejor que en la otra opción.
  - Sin embargo, puede haber zonas delicadas en las que haya un acúmulo de adhesivo -por ejemplo, en las esquinas de la preparación cavitaria, donde el adhesivo tenderá a formar un menisco- que impida, al estar ya polimerizado, el asiento del adherente 2º si es una restauración rígida muy ajustada.
- Polimerizar el adhesivo juntamente con el adherente 2º.

Figura 12-26. Mecanismo de la adhesión química de los poliacrílicos



### 13 LOS METALES Y SUS ALEACIONES

Los metales se encuentran en el centro de la tabla periódica y sus características principales se han descrito en la pág. 43.

#### I FORMAS DE PRESENTACIÓN DE LOS METALES

Se indican en la Tabla 13-1

#### B EL ORO COHESIVO

El oro es el metal más maleable. Siguiendo a [261] ...

- Pueden hacerse láminas de hasta  $\approx 0.08 \mu$
- Puede *autosoldarse* a temperatura ambiente (si no hay impurezas) mediante impactos.
- Se alcanzan porosidades del 18-25%
- Se presenta en láminas, polvo...
- Se empaqueta (ataca) de manera similar a la amalgama

Su uso es residual actualmente por sus desventajas, aunque tiene muchas ventajas importantes [262] (Tabla 13-2)

#### C AMALGAMAS

##### I AMALGAMAS DE PLATA

##### 1 COMPOSICIÓN

El Hg se alea con una mezcla de elementos [55, 119, 263] en partículas:

- Ag: se disuelve fácilmente en el Hg.
- Sn: aporta dureza
- Cu: aporta resistencia a la corrosión
- Zn: facilita el colado durante la manufactura

Estas partículas pueden ser (por término medio) irregulares o esféricas.

##### 2 PRESENTACIÓN

Normalmente se presentan en cápsulas herméticas, predosificadas, con el mercurio y las partículas separadas por una membrana que debe romperse antes de vibrar la cápsula (*activar la cápsula*) (Figura 13-2), normalmente comprimiendo fuertemente sus extremos.

Una vez activada debe vibrarse en un aparato (vibrador) de alta potencia, de manera que el pistilo triture la mezcla y la homogeneice.

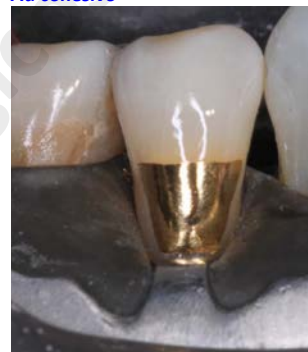
##### 3 TIPOS:

##### A CONVENCIONALES

Son las más antiguas. La reacción de fraguado es:  $Ag_3Sn + Hg \rightarrow Ag_3Sn + Ag_2Hg_3 + Sn_{7-8}Hg$  o, lo que es lo mismo:  $\gamma + Hg \rightarrow \gamma + \gamma_1 + \gamma_2$

COMO ELEMENTOS		Oro cohesivo
COMO ALEACIONES	Plásticas a temperatura ambiente: amalgamas <sup>31</sup>	De Plata
	Elaboradas o semielaboradas	De Galio
	Para colar o fundir	Aceros
		Ti y sus aleaciones
		Aleaciones para colar
		Aleaciones para fundir

Figura 13-1. Obturación clase V de Au cohesivo



Tomada de (enlace)

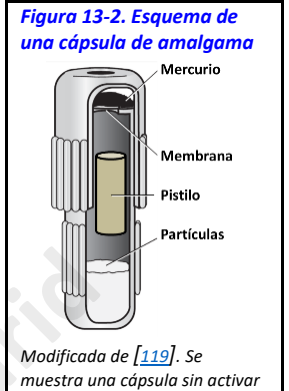
Ventajas	Desventajas
No se pigmenta ni se corroe en boca	El color del oro es objetable para ciertos pacientes
Es insoluble en fluidos bucales y tiene una expansión térmica similar a la dentina	Algunos dientes pueden manifestar sensibilidad térmica, que es incremental y desaparece en las primeras dos semanas.
La preparación de la cavidad y la colocación del material restaurador, son atraumáticos para la pulpa y las estructuras de soporte	Se considera a la manipulación del oro cohesivo como un procedimiento técnicamente muy demandante
Tienen una excelente adaptación a las paredes y a los márgenes, lo que evita la decoloración marginal.	
La restauración se coloca y termina en una sola cita.	
La suavidad de su superficie y su adaptación evitan la retención o formación de placa bacteriana (Figura 13-1).	
Modificada de [262]	

<sup>31</sup> Amalgama (del griego αμαλγάμα): aleación de mercurio con otro u otros metales, como oro, plata, etc., generalmente sólida o casi líquida (DLE)

## Los metales y sus aleaciones

Los productos de la reacción son:

- **Fase  $\gamma$ :** compuesto intermetálico  $Ag_3-Sn$ .
  - Pocos cambios dimensionales en el fraguado.
  - Muy tenaz.
  - Se puede considerar el relleno del material compuesto (la amalgama), la parte central de las partículas de  $Ag_3Sn$  que queda intacta, rodeada de la matriz (fases  $\gamma_1$  y  $\gamma_2$ ).
- **Fase  $\gamma_1$** 
  - Un compuesto intermetálico  $Ag_2-Hg_3$ .
  - Tiene mucha expansión al fraguar y alta resistencia a la compresión.
  - Junto con la fase  $\gamma_2$  forman la matriz del material compuesto (la amalgama)
- **Fase  $\gamma_2$ :**  $Sn_{7-8}Hg$ .
  - Responsable de la corrosión.
  - Pobres cualidades mecánicas



### B RICAS EN CU

Más modernas. Se disminuye mucho la corrosión al aumentar el porcentaje de Cu. La reacción de fraguado es:  $Ag_3Sn + Cu + Hg \rightarrow Ag_3Sn + Ag_2Hg_3 + Cu_6Sn_5 + Cu_3Sn$ , es decir:  $\gamma + Cu + Hg \rightarrow \gamma + \gamma_1 + \eta + \epsilon$

## 4 VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Se resumen en la Tabla 13-3.

<b>Tabla 13-3. Ventajas y desventajas de las amalgamas de Ag</b>	
<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Bajo coste	Contienen Hg
Radiopacidad	Menor resistencia a la tracción que a la compresión
Clínica permisiva	Expansión retardada
Elevada rigidez	Deslustre y corrosión
Fácilmente distinguible de las estructuras dentarias	Resistencia media a las fuerzas masticatorias
Buena supervivencia	Efectos galvánicos
Buen sellado	Pobre estética
	Fragilidad
	No hay adhesión
	Gran CET
	Pigmentaciones de diente y de mucosas adyacentes

Modificada de [55]

A pesar de haber sido un material de uso universal durante muchas décadas, su uso está restringiéndose cada vez más [264], principalmente por su contenido en Hg [265], la falta de adhesión y su pobre estética.

## II AMALGAMAS DE GALIO

Las amalgamas de Ga [82] se desarrollaron para obviar los problemas de toxicidad del Hg. Tienen muy poco uso.

## D ALEACIONES DE FE-C. LOS ACEROS

Los aceros en odontología se utilizan habitualmente forjados (no colados) [55], en dispositivos ortodóncicos (brackets, alambres), limas endodónticas, mantenedores de espacio, coronas prefabricadas, instrumentos o ligaduras.

Los aceros son aleaciones de Fe y C (el C tiene radio pequeño, por lo que forma una solución sólida intersticial), en la que el C esté presente en bajas concentraciones [73].

Todas las aleaciones Fe-C con un  $C < 2.25\%$  (el punto de máxima solubilidad del C en el Fe) se llaman aceros.

### 1 EL HIERRO

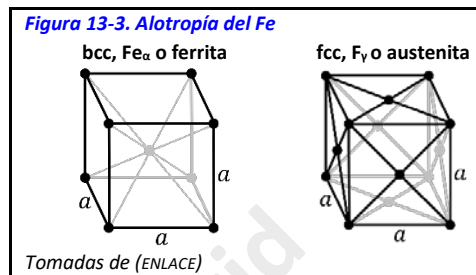
El Fe es un metal policristalino, alotrópico (coexiste en dos estructuras cristalinas, ambas cúbicas) por debajo de los  $912^\circ C$  y entre los  $1,394$  y los  $1.538^\circ C$  (su temperatura de fusión) [266]. Las dos estructuras cristalinas del Fe son (Figura 13-3):

- centrada en el cuerpo (bcc),  $Fe_\alpha$  o **ferrita**

<sup>32</sup> Esta terminología, aunque mundialmente aceptada, es errónea: por definición no puede ser propiamente una amalgama, al no contener Hg

## Los metales y sus aleaciones

- Presenta baja solubilidad del carbono, máximo 0.02 % a 723°C y a temperatura ambiente no llega a disolver ni un 0.008% C.
- Es una de las fases presentes a temperatura ambiente.
- Es uno de los fases o constituyentes más blandos y dúctiles de los aceros.
- Presenta propiedades magnéticas.
- centrada en las caras (fcc), Fe<sub>v</sub>, o **austenita**.
  - La distancia entre los planos es un 25% mayor que en la bcc: habrá más espacio para metales aleados.
  - Disuelve bien al carbono y presenta una solubilidad máxima del carbono a 2.06 % a una temperatura de 1.140°C (aproximadamente).
  - No es estable por debajo de 723 °C y se transforma en ferrita, perlita o bien cementita + perlita.



El Fe puro es blando

Hay un tipo de Fe (Fe<sub>δ</sub>), que es el Fe con propiedades ferromagnéticas (una denominación que no tiene que ver con su estructura cristalina)

## 2 EL CARBONO

En los aceros el C puede encontrarse en dos formas [266]:

- En solución sólida (aleado) con la austenita o la ferrita
- Como un carburo:
  - con el F: **cementita** (Fe<sub>3</sub>C)
    - 6.67% de Fe. Gran dureza y fragilidad. Aparece de forma laminar dentro de los granos de ferrita en los aceros hipoeutectoides.
    - Al ir aumentando el % de C, la proporción de cementita aumenta.: como es dura la dureza del acero se va incrementando.
    - Además, su precipitación hace que las dislocaciones se muevan peor, con lo que aumenta la resistencia: las lamelas funcionan como barreras para la progresión de las dislocaciones.
  - con otro elemento de la aleación (Ti u otros)

**Tabla 13-4. Clasificación de los aceros según el % de C**

Aceros	% C	Aleación	Aleantes
No aleados o al C	Bajo	< 0.25	Aleantes en bajo %: Mn, Cr, Ni, V, Ti, S
	Medio	0.25 - 0.55	
	Alto	> 0.55	
		Instrumental	> 0.8%
Aleados ( <i>low alloy</i> )		Baja	< 8%
		Alta	> 8%

Basada en [267]

## 3 CLASIFICACIÓN

Una clasificación de acuerdo a su contenido en C se muestra en la Tabla 13-4. Durante el proceso de aleación se forman otros compuestos, como la perlita

### A ACEROS INOXIDABLES (STAINLESS STEELS)

Los aceros inoxidable contienen también Cr, Mn, Ni, Co, S y otros metales. Contienen un mínimo del 11% de Cr, que forma una película protectora de ácido crómico (CrO<sub>4</sub>H<sub>2</sub>) en superficie.

Se utilizan para instrumental de todo tipo, cuando va a entrar en contacto con tejidos o fluidos orgánicos.

**Tabla 13-5. Tipos principales de aceros inoxidables**

	% C	% Cr	% Ni	
AUSTENÍTICOS		1.2-2.6	<35	Alambres, implantes quirúrgicos
MARTENSÍTICOS	<1.2	0.115-0.18	Bajo	Pueden templarse Baja ductilidad Agujas hipodérmicas, escalpelo
FERRÍTICOS	<0.2	0.105-2.7	No	Magnéticos

Datos de [268]

#### (1) TIPOS

Se muestran en la Tabla 13-5.

## E TITANIO Y SUS ALEACIONES

### 1 EL TITANIO

El Ti tiene una alta resistencia a la corrosión, una buena respuesta biológica y bajos peso y módulo, no es ferromagnético y tiene capacidad de osteointegración. Sin embargo es poco radiopaco [1, 55, 269].

Es alotrópico; se presenta en dos estructuras cristalinas Figura 13-4:

- Ti<sub>α</sub>, hexagonal compacta (hcp)
  - Al calentarlo hasta los 885°C pasa a ...

## Los metales y sus aleaciones

- $Ti_{\beta}$ , cúbica centrada en el cuerpo (bcc)

Ambas fases pueden estabilizarse aleándolas con otros elementos (se mencionan en la Figura 13-4).

### 2 EL TI EN ODONTOLOGÍA

Habitualmente se utilizan sobre todo [270, 271] ...

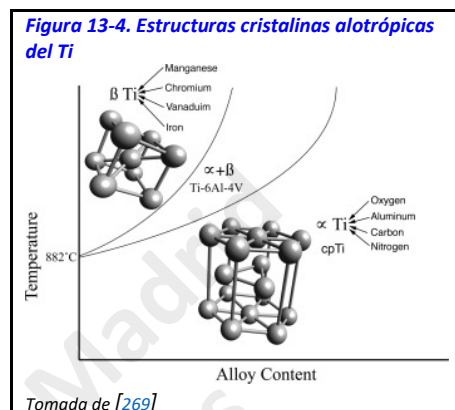
- Ti comercial puro (*commercially pure Titanium*, cpTi) o sin alea, que está en forma de  $Ti_{\alpha}$  a temperatura corporal. Se clasifica en cuatro grados (Tabla 13-7), dependiendo del porcentaje de O y Fe que contengan. También contienen trazas de N, C y H
  - Muy reactivo
- Una aleación de Ti-6Al-4V, que está formado por  $Ti_{\alpha}$  (sobre todo) y  $Ti_{\beta}$  (en menor cantidad) a temperatura corporal, y otros elementos (Tabla 13-7).

### 3 PASIVACIÓN DEL TI

Tiene alta capacidad de corrosión, pero cuando se expone al agua o el aire forma una capa de óxido ( $TiO_2$ ) en superficie, de 4 a 6 nm de espesor [272] fuertemente adherida al Ti subsuperficial: se *pasiva* <sup>33</sup>.

### 4 LA BIOCOMPATIBILIDAD DEL TI

Fue un hallazgo (una serendipia <sup>34</sup>) de PI Brånemark [273], que la definió como “la conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y organizado y la superficie de un implante cargado”. Junto con la adhesión, la osteointegración de los implantes de Ti, que ha dado lugar a la implantología moderna, ha supuesto los dos grandes cambios de paradigma de la odontología actual.



Tomada de [269]

Tabla 13-6. Modificaciones de superficie del Ti

TIPO DE TRATAMIENTO SUPERFICIAL	CAMBIO SUPERFICIAL INDUCIDO	EFECTO
<b>Mecánicos</b>	Mecanizado	Modifica la rugosidad
	Tallado	Limpieza de la superficie, mejoran la adhesión y la colonización celular
	Pulido	
	Abrasión	
<b>Químicos</b>	Ácidos	Remoción de óxidos, modificación de la capa de $TiO_2$
	Álcalis	Forma gel de titanato de sodio $Na_2TiO_3$
	Agua oxigenada $H_2O_2$	Modifica la capa de $TiO_2$
	Oxidación anódica	Aumenta el grosor de la capa de $TiO_2$
<b>Físicos</b>	Spray de plasma	Deposita una capa (por ejemplo, HA, nitruros, óxidos metálicos, Ag)
	Spray a la llama	
	Implantación iónica	Modifica la composición superficial

Modificada de [272, 274]

### 5 MODIFICACIONES DE SUPERFICIE

Las superficies del cpTi o de la aleación Ti-6Al-4V se modifican al final del proceso de fabricación para asegurar una oxidación uniforme y eliminar toda contaminación [272], y mejorar su resistencia al desgaste y la adhesión a los tejidos blandos [274] (Tabla 13-6).

### 6 EL NÍQUEL-TITANIO NITI (NITINOL) EN ODONTOLOGÍA

El NiTi es una aleación casi equiatómica de Ni y Ti [197, 202], con (aproximadamente) un 56% de Ni y un 44% de Ti en peso, que puede soportar grandes estreses y recuperar deformaciones de hasta un 8% en ciclos bajos y hasta un 2,5% en ciclos altos.

Gracias a la transformación martensítica tiene las propiedades de [202]:

- Superelasticidad (o pseudoelasticidad), debida a la transformación entre la austenita (estable) y la fase martensítica inducida por el estrés. Recupera una deformación (*strain*) de hasta el 8% (ver pág. 79: Superelasticidad o pseudoelasticidad.)
- Efecto de memoria de forma (*shape memory effect*, SME): capacidad del NiTi deformado de recuperar su forma original si se calienta (no requiere la aplicación de estrés: es isobárico), debido a la transformación de la martensita deformada estable a la austenita estable (ver pág. 79: Memoria térmica de forma (SME isobárico)

<sup>33</sup> Pasivar: tratar la superficie de un metal para formar una capa protectora contra la corrosión (DLE)

<sup>34</sup> Serendipia: hallazgo valioso que se produce de manera accidental o casual (DLE)

## Los metales y sus aleaciones

Siguiendo a [201, 202, 275-277] se pueden usar

### A ALEACIONES DE NITI SIN TRATAR

### B ALEACIONES DE NI, TI Y OTROS ELEMENTOS

- Cu, Mb

### C ALEACIONES DE NITI TRATADAS

Se emplean diferentes tratamientos o modos de fabricación mejorar la superficie (disminuyendo los defectos) o preparar más resistentes. Los procedimientos suelen estar sujetos a por lo que no se conocen todos en detalle

**Tabla 13-7. Composición de las aleaciones de cpTi y T1-6Al-4V**

		% en peso de la aleación							
GRADOS de cpTi	I	N	C	H	Fe	O	Al	V	
	II	0.003	0.1	0.015	0.02	0.18			
	III				0.03	0.25			
	IV				0.05	0.35			
					0.05	0.4			
<b>T1-6Al-4V</b>	0.005	0.08	0.012	0.25	0.13	5.5 – 6.5	3.5 – 4.5		

Modificada de [55, 272]. La rigidez y la dureza aumentan de arriba abajo

para aleaciones patente,

- Térmicos, para modificar las temperaturas de transición (austenita ↔ martensita), y así mejorar la resistencia a la fatiga cíclica
  - En el momento de la transformación de la R-fase (premartensítica) a martensita
  - Estabilizando la fase martensítica, en el material, antes de ser mecanizado
  - Estabilizando la R-fase tras el mecanizado
- De superficie
  - Electrodeposición: se busca disminuir los defectos superficiales
    - Electrodeposición de una capa de TiO<sub>2</sub>
  - Buscando una disminución de la fricción, frecuente en arcos ortodóncicos
- Durante la fabricación
  - Mecanizado mediante descargas eléctricas (*electrical discharge machining, EDM*), que induce menos defectos en superficie

## F ALEACIONES PARA COLAR

Las aleaciones para colar son el grupo de aleaciones metálicas (ojo: no pertenecen a la familia de los metales estrictamente, sino al de los materiales compuestos) de más uso en la odontología.

### 1 CLASIFICACIONES

#### A SEGÚN SU COMPOSICIÓN

##### (1) METALES NOBLES Y METALES PRECIOSOS

Debe entenderse la diferencia entre metal noble y metal precioso

- **Metal noble:** uno que no se oxida ni se altera con facilidad (DLE), que es muy inerte químicamente. Estrictamente son el Cu, la Ag y el Au, porque son los que tienen la capa orbital electrónica d (la tercera) totalmente ocupada con 10 e<sup>-</sup> [278]

**Tabla 13-8. Tipos ADA de aleaciones para colar, y subclases, según su composición**

TIPO	Subclase	% aproximado en cada subclase								% de definición del tipo			Limite de fluencia (MPa)
		Au	Pt	Pd	In	Cu	Ag	Ga	Zn	NOBLE	Au	Ti	
ALTA NOBLEZA	Au-Pt	85	12						1	≥ 60	≥ 40		360-580
	Au-Pd	52		38	8.5								385
	Au-Cu-Ag-Pd	72		3		10	14						450
NOBLE	Au-Ag-Pd-In	40		4		7.5	39		1.5	≥ 25			520
	Pd-Cu-Ga	2	77			10		7					1.145
	Ag-Pd			25	3		70		2				320
BASE										≤ 25			
Ti y sus aleaciones											≥ 85		

Modificada de [55, 279, 280]

- **Metal precioso:** son metales que se encuentran en estado libre en la naturaleza, sin formar compuestos porque tienen poca tendencia a reaccionar con otros elementos, a corroerse y a oxidarse.
  - Son dúctiles y con brillo [281].
  - Es un concepto económico, porque son caros (ver Tabla 13-10).
  - Se entiende que son metales preciosos muchos algunos de los nobles (Au Ag) y el Pt, Rh y Pd.

Según su composición, la ANSI/ADA <sup>35</sup> reconoce cuatro tipos de aleaciones (Tabla 13-8):

<sup>35</sup> ANSI: American National Standards Institute. ADA: American Dental Association



### Los metales y sus aleaciones

- **Alta nobleza (high noble).** Un porcentaje de metales nobles igual o mayor del 60%, siendo al menos un 40% el Au. Tiene tres subclases, con composiciones diferentes
- **Noble.** Una proporción de metales nobles igual o mayor del 25%
- **Base.** Una proporción de metales nobles menor del 25%
- **Ti y sus aleaciones.** Un contenido de Ti mayor o igual que el 85%

#### B SEGÚN SUS PROPIEDADES MECÁNICAS

Las aleaciones para colar se pueden clasificar según su límite de fluencia (ver Límite o punto de fluencia (yield), en la pág. 27) y según el porcentaje de elongación que pueden alcanzar antes de la fractura.

**Tabla 13-9. Tipos ANSI/ADA de aleaciones para colar, según sus propiedades mecánicas**

Tipo	Descripción	Estrés	Usos	Límite de fluencia (MPa)	Elongación (%)
I	Blanda	Bajo	Algunos inlays	< 140	18
II	Media	Moderado	Inlays, onlays	140-200	18
III	Dura	Alto	Coronas, veneer gruesas, PF tramo corto	201-340	12
IV	Extra-dura	Muy alto	Veneer delgadas, PF tramo largo, PR	>340	10

Modificada de [55, 280]

Esta clasificación no tiene que ver con la composición de las aleaciones [280], como la clasificación anterior (por su composición, Tabla 13-8) no tiene que ver con sus propiedades mecánicas.

En cada tipo (I-IV, Tabla 13-9) se incluyen aleaciones de muy diferentes composiciones.

## 2 LOS METALES EN LAS ALEACIONES

Cada metal, en las aleaciones, aporta diferentes propiedades (Tabla 13-10):

## 3 CARACTERÍSTICAS DE LAS ALEACIONES

Las características principales de las aleaciones para colar son [55, 220]:

#### A PROPIEDADES TÉRMICAS

- Rango solidus-liquidus
  - Debería ser estrecho, para evitar tener la aleación semilíquida demasiado tiempo (se podría oxidar y/o contaminar)
- Liquidus
  - Determina sobre todo el tipo de revestimiento y la fuente de energía necesaria
- Solidus
  - Importante en las soldaduras. No deberían requerir temperaturas mayores que las del solidus-50°C

#### B DENSIDAD Y COLABILIDAD

Importante para la aceleración de la masa de aleación fundida, y su penetración durante el colado

**Tabla 13-10. Propiedades de los metales en las aleaciones**

	Líquidus (°C)	€*	Color	En la aleación...										
				refina granos	duro	resistente	blando	frágil	maleable	dúctil	conductor	baja fusión	oxida	
NOBLES	Ru	2.310	270	Blanco	✓	✓								
	Rh	1.966	11,5	Blanco-plateado	✓			✓			✓			
	Pd	1.554	1.847,20	Blanco		✓				✓	✓			
	Ir	2.410	11,6	Blanco-plateado	✓	✓								
	Pt	1.772	777,59	Blanco-azulado			✓			✓	✓			
BASE	Au	1.064	1.638,87	Amarillo				✓		✓	✓	✓		
	Ni	1.453	0,43	Blanco		✓								
	Cu	1.083	0,19	Rojizo						✓	✓	✓		
	Zn	420	0,07	Blanco-azulado				✓	✓					✓
	Ga	30		Blanco-grisáceo										✓
	Ag	962	22,89	Blanco-plateado				✓		✓	✓	✓		
	Sn	232	0,5	Blanco				✓						
In	157		Blanco-grisáceo				✓							

Modificada de [55]. \*Precio, en euros, por onza a fecha de 28/8/2020, tomado de (enlace)

#### C LÍMITE PROPORCIONAL

Es crítico en las aleaciones, pues las deformaciones permanentes son indeseables, especialmente en las de tramo largo o en las de PFM.

### D DUREZA

Relacionada con el límite proporcional y la capacidad de pulimento

### E ELONGACIÓN

Relacionada con la ductilidad, marca la capacidad de bruñido

### F BIOCOMPATIBILIDAD

Exigible a todo BM

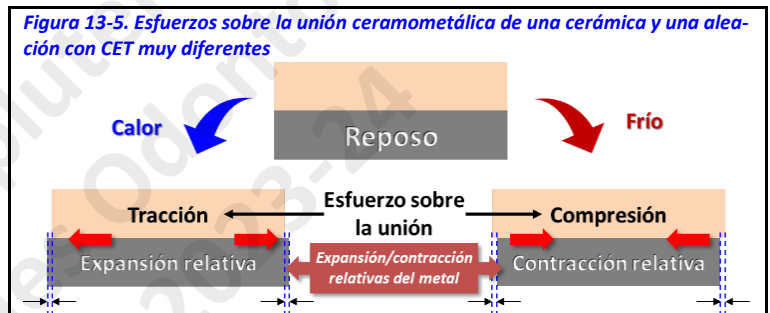
### G COMPATIBILIDAD CON CERÁMICA

#### (1) UNIÓN CERAMOMETÁLICA

- La cerámica debe mojar la aleación adecuadamente; el ángulo de contacto debe ser  $\leq 60^\circ$

#### (2) COMPATIBILIDAD TÉRMICA

- El CET de ambos debe ser compatible, de manera que...
  - no haya tensiones residuales tras el enfriamiento
  - los cambios térmicos durante el uso no induzcan tensiones excesivas (Figura 13-5).
  - no se produzcan esfuerzos de tracción en la cerámica
- La aleación debe tener una temperatura de sólidos mayor (al menos  $100^\circ\text{C}$ ) que la de sinterización de la cerámica, para que no haya distorsiones de la estructura metálica durante el sinterizado
- La estabilidad dimensional de la aleación a altas temperaturas debe ser elevada para que no se distorsione al añadir la cerámica



#### (3) COMPATIBILIDAD QUÍMICA

- Las aleaciones con Ag corren el riesgo de teñir de verde (*greenish*) la cerámica, al intercambiar Ag de la aleación por Na de la cerámica

#### (4) PROPIEDADES MECÁNICAS

- Las cofias metálicas de la PFM son relativamente delgadas, por lo que el límite proporcional adecuado es fundamental debido a la diferente capacidad de deformación de ambos materiales
- Cuanto mayor sea la rigidez de la aleación, menores deflexiones tendrá la cerámica: menores esfuerzos de tracción

## G ALEACIONES PARA SOLDAR

### I PARA SOLDAR ALEACIONES CON AU

- Aleaciones de Au de color dorado
  - Para soldarlas pueden utilizarse aleaciones similares a las de los materiales madre, para evitar diferencias de color y producir una estructura con propiedades mecánicas más homogéneas [1].
  - Para aumentar su fluidez y disminuir su el margen inferior de su rango de fusión (*liquidus*) pueden añadirse In, Sn o Zn
- Aleaciones de Au de color plateado
  - Puede añadirse Ni a la aleación

### II PARA SOLDAR ACEROS O ALEACIONES CON CR

Todas son de color plateado. Normalmente para soldarlas se utilizan aleaciones Ag-Cu, con la adición de Ni, Sn o In

## H ALEACIONES MAGNÉTICAS

Los tipos de magnetización que se dan cuando a un material se le aplica un campo magnético externo están esquematizados en la Tabla 13-11 [282, 283].

**Tabla 13-11. Tipos de magnetizaciones**

Magnetización	Campo magnético inducido			Interrelación con campo inductor
	Dirección	Duración	Fuerza	
Diamagnetismo	Opuesta	La del campo inductor		Repulsión
Paramagnetismo	Igual	La del campo inductor	Débil	Repulsión
Ferromagnetismo	Igual	Mayor que la del campo inductor	Fuerte	Atracción

Datos de [283]

En la odontología es relevante el ferromagnetismo



### I FERROMAGNETISMO

Solo se da en algunas sustancias: Fr, Ni, Co (y sus aleaciones), y en algunas tierras raras [282]. Según la presencia o no de Co en las aleaciones, estas pueden dividirse en [284]:

- Aleaciones con Co: Co-Pt
- Aleaciones sin Co: Neodimio ( $\text{Ne}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ ), Samario ( $\text{Sm}_2\text{Fe}_{17}\text{N}_3$ ), que son las más comunes.
  - Son muy potentes, pero muy susceptibles a la corrosión

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

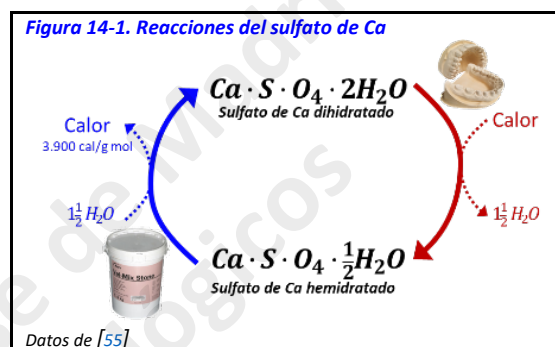
## 14 LAS CERÁMICAS

Las cerámicas son el tercer gran grupo de BM odontológicos.

Su característica distintiva es que son compuestos formados por la unión de elementos metálicos y no metálicos, frecuentemente en forma de óxidos, con enlaces covalente e iónicos, que forman redes o cristales (Figura 7-1, en la pág. 43).

Pueden separarse por sus usos, de la siguiente manera:

- Yesos o escayolas
  - Materiales de impresión
  - Materiales de positivado: modelos
  - Revestimientos
  - Otros yesos: montaje, vaciado (moldeo)
- Cementos
- Dentífricos
- Abrasivos y pulidores
- Retractores gingivales
- Aparatología ortodóncica
- Porcelanas dentales



### A YESOS O ESCAYOLAS

Los yesos se utilizan profusamente, en varias áreas en odontología, debido a la facilidad de manejo y a que sus propiedades pueden alterarse por medios físicos o químicos.

#### I EL YESO

**Tabla 14-1. Tipos de escayolas y yesos, y algunas de sus propiedades, según la ANSI/ADA**

TIPO	DENOMINACIÓN	USOS	Expansión de fraguado (%)	Reproducción de detalles (μ)	Resistencia compresiva (MPa, 24Hs)	
I	ESCAYOLA (plaster)	Impresión	0 - 0.15	75	-	
II		Yeso París. Utilidades. Modelos de prueba, montajes	0 - 0.30		24	
III	YESO PIEDRA	Modelos de trabajo más habituales	0 - 0.2	50	70	
IV		Alta resistencia	Baja expansión. Modelos, muñones		0 - 0.15	75
V			Alta expansión. Modelos, muñones		0.16 - 0.3	

Datos de [55]

El yeso natural (*gypsum*), encontrado en forma de piedras, está formado por sulfato de Ca dihidratado  $Ca \cdot S \cdot O_4 \cdot 2H_2O$  el cual, al calentarse, pierde 1.5 g mol de agua y se convierte en sulfato de Ca hemihidratado  $Ca \cdot S \cdot O_4 \cdot \frac{1}{2}H_2O$ , o escayola [36].

Esta reacción, universal para todos los yesos, es reversible (Figura 14-1):

- En la fabricación industrial del yeso, aportando calor (Figura 14-1, derecha, **flecha roja**)
- Tras la adición de  $H_2O$  a la mezcla, liberando calor (Figura 14-1, izquierda, **flecha azul**)

Según sea el proceso de fabricación a partir del yeso natural, se producirán diferentes materiales [55] de base para la fabricación de las diferentes escayolas:

- Escayola (plaster), la menos densa. De ellas se producirán las escayolas de impresión y de modelos (Tipos I y II, Tabla 14-1).

<sup>36</sup> No sorprendentemente, la polisemia de nuevo, que no ayuda nada a la comprensión de los conceptos por los estudiantes: en odontología el término **escayola** denomina al sulfato de Ca hemihidratado, un polvo que al mezclarse con la cantidad apropiada de agua se vuelve a hidratar convirtiéndose en... escayola.

Por tanto el término **escayola** denomina tanto al **polvo** (de sulfato de Ca hemihidratado) como al sulfato de Ca dihidratado, el yeso convertido en una **masa sólida**. Además, es habitual emplear los términos **yeso** y **escayola** indistintamente.

- **Hidrocal**, más densa y cristalina. Se producirá la escayola piedra (Tipo III, Tabla 14-1).
- **Densita**, la más densa. Se producirán las escayola de alta resistencia, de alta o baja expansión (Tipos IV y V, Tabla 14-1).

### 1 TIPOS DE YESOS O ESCAYOLAS

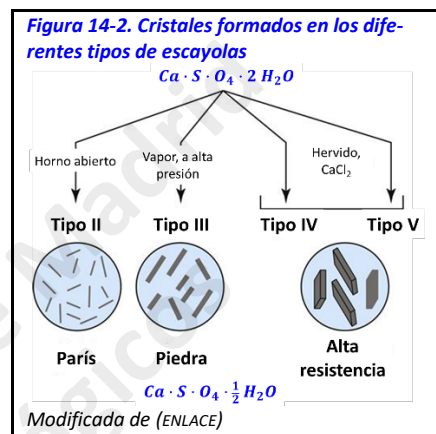
Según [285] los tipos de escayolas y algunas de sus propiedades son (Tabla 14-1)

Las propiedades de las escayolas están íntimamente relacionadas con la morfología y los tamaños de los cristales que se forman en cada tipo (se esquematizan en la Figura 14-2)

### 2 MANIPULACIÓN

Siguiendo a [55], los pasos de manipulación de los yesos son:

- El polvo de yeso debe dispensarse en el agua, en una taza elástica, y se deja (unos 30s) que se embeba <sup>37</sup> para minimizar el atrapamiento de aire.
- Espatular <sup>38</sup> durante aproximadamente 1 min. El objetivo es que todo el polvo sea mojado por el agua.
  - Puede ser manual o mecánica, al aire o en vacío (minimiza aún más la porosidad final porque se atrapa menos aire).
- Vaciar, como se describe en El vaciado, en la pág. 83.
  - Es importante no atrapar aire al hacerlo. Para ello se depositan pequeños aportes en las paredes de la impresión y se hacen deslizar mediante vibración.



### 3 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS YESOS

Siguiendo a [55]:

#### (1) REACCIÓN DE FRAGUADO

1 g/mol (145.15 g) de sulfato de Ca hemihidratado con un 1.5 g/mol (27.02 g) de H<sub>2</sub>O produce 1 g/mol (172.17 g) de sulfato de Ca dihidratado (100 g de yeso precisan 18.6 g de H<sub>2</sub>O para producir 118 g de escayola).

- Proporciones polvo/agua
  - Estas cantidades de agua producirían una mezcla demasiado viscosa para su manejo fácil, por lo que se utiliza un exceso

**Tabla 14-2. Efecto de la variación de las variables de manipulación sobre el yeso**

Modificación	Efecto sobre...			
	Tiempo de fraguado	Consistencia	Expansión de fraguado	Resistencia compresiva
Aumentar proporción agua/polvo	Aumenta	Aumenta	Disminuye	Disminuye
Aumentar ritmo de espatulado	Disminuye	Disminuye	Aumenta	-
Aumentar temperatura del agua (de 23 a 30°C)	Disminuye	Disminuye	Aumenta	-

Modificada de [55]

de agua, variable según el yeso, de entre 9 y 13 mL de H<sub>2</sub>O por cada 100 g de polvo para los yesos tipo III, los más comunes en clínica.

- Los excesos de agua se evaporan con el tiempo, dejando espacios vacíos en la estructura: el exceso de agua debilita la estructura, aunque hace más manejable la mezcla
- Contracción volumétrica
  - Todos los yesos se expanden al fraguar, debido a la interacción (y los conflictos de espacio consiguientes) entre los de cristales de sulfato de Ca dihidratado que se forman.
- Influencia del espatulado
  - Un aumento del espatulado (del tiempo y/o la energía) disminuye el tiempo de fraguado, al romperse durante la manipulación los cristales de sulfato de Ca dihidratado que se van formando, convirtiéndose en nuevos núcleos de cristalización.
- Influencia de la vibración

<sup>37</sup> Embeber: empapar, llenar de un líquido algo poroso o esponjoso (DRAE)

<sup>38</sup> Espatular: mezclar ayudándose de una espátula



## Las cerámicas

- La vibración hará que la masa de escayola, aún plástica, se deslice por las paredes. Además facilita el depósito de cristales en formación en el fondo de la masa de escayola, que es precisamente dónde (normalmente) en los modelos están las zonas críticas
- Temperatura
  - El aumento de temperatura tiene un efecto acelerador, hasta un límite de (aproximadamente) 37°C.
- Humedad ambiental
  - Los yesos deben conservarse con baja humedad ambiental para evitar la conversión de fracciones de sulfato de Ca hemihidratado a dihidratado

### (2) TIEMPOS CLÍNICOS

La reacción comienza en el momento en que el yeso contacta con el agua, y está gobernado por la composición del material impuesta por el fabricante.

- Aceleración
  - Utilizando agua caliente, sulfato potásico ( $K_2SO_4$ ), escayola ya fraguada previamente pulverizada (*terra alba*), que incorpora más núcleos de cristalización-
- Enlentecimiento
  - Utilizando agua fría, o una menor proporción polvo/líquido, o citrato sódico, borato de Na (tetraborato de Na o bórax,  $Na_2B_4O_7 \cdot 10H_2O$ )

## II USOS DE LOS YESOS

### 1 MATERIALES DE IMPRESIÓN

Los yesos ya no se utilizan como materiales de impresión, por la complicación de la técnica y por la existencia de otros materiales de impresión más sencillos de uso y más predecibles.

### 2 MATERIALES DE POSITIVADO: MODELOS

Los diferentes tipos de modelos (ver Tabla 14-1) requieren diferentes tipos de yesos. Como ya se ha mencionado, los yesos son los materiales más usados, desde hace tiempo, para la producción de modelos.

### 3 REVESTIMIENTOS

Los revestimientos a base de yeso son los más utilizados, en aleaciones con una temperatura de *liquidus* menor de 1080°C [220], para la producción de dispositivos en bloque, según el método formativo (La fabricación del dispositivo, página 84). El procedimiento se expone en el apartado de Colado, en la página 86

Según [286], ...

- Los revestimientos deberán soportar grandes temperaturas sin alterarse física ni químicamente; es decir, deberá ser **refractario** <sup>39</sup>
  - Antes de inyectar el material fundido, el revestimiento debe calentarse algo por debajo de su temperatura, para evitar que aquél se enfríe bruscamente al ser inyectado.
  - El material refractario debe ser mantenido junto: se requiere un **aglutinante** que forme una matriz que lo incluya y retenga.
  - Los procedimientos de encerado y colado se esquematizan en la Figura 10-6, en la pág. 85.

Para el colado el patrón se rodeará primero de un revestimiento (C, en la Figura 10-6) el cual, una vez quemado y desaparecido el patrón (método *de la cera perdida* [287], con la que habitualmente se construyen los patrones), dejará un espacio que recibirá el material fundido (generalmente un metal o una cerámica), de manera que los ocupe.

### (1) REQUISITOS

Los materiales de revestimiento tienen unos requerimientos ideales [1, 55, 286, 288] que, como siempre, ningún material satisface completamente:

- **Manipulación sencilla:** debe poder mezclarse fácilmente, mojar correctamente el patrón y fraguar en un tiempo relativamente corto

<sup>39</sup> Dicho de un material: que resiste la acción del fuego sin alterarse (DRAE).



## Las cerámicas

- **Resistencia adecuada a temperatura ambiente** y a **altas temperaturas**, para que no se descomponga y para que resista el impacto del material fundido cuando éste se inyecte
- **Estabilidad a altas temperaturas**, de manera que no libere gases que podrían dañar la superficie del colado y para que no reaccione con el material inyectado
- **Expansión suficiente**, que compense la contracción del patrón y del metal
- **Expansión controlada** a temperaturas de colado
- **Porosidad suficiente**, que permita escapar a los gases que se comprimirán en el espacio de colado al inyectarse el material fundido.
- Superficie suave y reproducción de detalles
- **Facilidad de remoción**, al terminar el proceso
- **Coste** asumible

### (2) COMPOSICIÓN

- Material refractario
  - Normalmente se basa en cuarzo, tridimita o cristobalita o en sus mezclas [55]
- Material de unión (aglutinante, *binder*)
  - Puede basarse en fosfatos, en yeso o en silicatos [286]
- Otros compuestos

### (3) CLASIFICACIÓN

Siguiendo a [55, 286] pueden clasificarse según sus aglutinantes:

- Yesos
- Fosfatos
- Silicatos

## B CEMENTOS

Los cementos son, estrictamente, materiales compuestos [289] y su inclusión en este capítulo como materiales cerámicos puede ser equívoca. Sin embargo es común hacerlo, teniendo en cuenta que casi todos ellos contienen cerámicas en su composición.

☞ Para refrescar los conceptos y la terminología relacionados, deben repasarse los contenidos de la capítulo de Cementado, en la página 86 y siguientes.

## I TIPOS

### 1 CEMENTOS QUE ENDURECEN POR UNA REACCIÓN ÁCIDO-BASE

Atendiendo a sus componentes principales, pueden ordenarse los cementos cuyas reacciones de solidificación se basan en una reacción ácido-base como se indica en la Tabla 14-3, que resalta las propiedades que dichos componentes principales aportan a cada material [289]

- **Polvos**
  - Óxido de Zn (ZnO). Tiene propiedades antisépticas y astringentes y es barato, blanquecino y radiopaco
  - Aunque los componentes principales de los polvos de algunos cementos sean similares (ZnO, en policarboxilatos, fosfatos y eugenatos de Zn), no son intercambiables [289], por la diversidad de los demás constituyentes.
  - Vidrios. Normalmente combinaciones de óxidos de Al, Fluoruros de Ca y de silicatos. Son duros y translucidos
- **Líquidos**
  - Ácidos policarboxílicos. Se utilizan ácidos poliacrílicos y algunos de sus copolímeros (itaconico, maleico). Tienen la capacidad de adherirse químicamente a los iones metálicos de la dentina, el esmalte o el cemento radicular o de algunos materiales protésicos. Son generalmente cadenas de alto Pm.
  - Ácido fosfórico (u ortofosfórico,  $\text{PO}_4\text{H}_3$ ). Ácido relativamente débil, que es también capaz de erosionar la hidroxiapatita de los tejidos duros dentarios, asperizando la superficie en un efecto similar al del grabado.
  - Eugenol. Es un fenol

#### A SILICATOS

Son unos materiales ya obsoletos, precursores de las resinas compuestas (por su resistencia, dureza y estética).

La presencia de vidrio en partículas grandes hacía su superficie difícil de pulir, y la falta de adhesión conformaba una interfase imperfecta con los tejidos dentarios a largo plazo.

#### B POLICARBOXILATOS O POLIACRILATOS DE ZN

Fueron los primeros biomateriales con adhesión química. El componente líquido es conceptualmente similar al de los cementos de vidrio ionómero, por lo que comparten con ellos las cualidades adhesivas.

Utilizados actualmente para cementar coronas o puentes con cofia metálica o bandas ortodóncicas.

##### (1) COMPONENTES

- Líquido: una solución (30 al 43%) de ácido polialquénico, como homopolímeros del ácido poliacrílico o copolímeros del mismo ácido con ácido itacónico, maléico o tricarbóxico. Son poliácidos de muy alto Pm (entre 22.000 y 49.000 g/mol)

Tabla 14-3. Cementos ácido-base, según sus componentes principales

			POLVO		
			ÓXIDO DE ZN	VIDRIO	
			Antiséptico, astringente Opaco Blanquecino-amarillento	Dureza Translucidez: estética Liberación de iones	
LÍQUIDO	POLICARBOXÍLICOS		Adhesividad Alto Pm	POLICARBOXILATOS de Zn	CEMENTOS de VIDRIO IONÓMERO
	FOSFÓRICO	PO <sub>4</sub> H <sub>3</sub>	"Grabado"	FOSFATO de Zn	
	FENOLES	 Eugenol	Olor, Toxicidad Antiséptico	EUGENATO de Zn	R
	 Ác. orto-etoxiben-zóico		EBA		

R indica que a estos materiales se puede añadir resinas en la formulación, que resulta en otros materiales con características diferentes a las de los originales.

- Polvo: óxido de Zn sinterizado con un 10% de MgO

##### (2) PROPIEDADES

- Adhesión química a las estructuras dentarias, como los CVIs, y a aleaciones metálicas
- Contiene ácidos débiles, y su pH aumenta con el fraguado. Además, son de alto PM, por lo que su difusión en la dentina es baja.

☞ Recuerde: gracias a los ácidos policarboxílicos en su composición, los CVIs y los policarboxilatos de Zn son los únicos materiales adhesivos *per se* (sin requerir un adhesivo intermedio)

#### C FOSFATO DE ZN

Ha sido, históricamente, el cemento más utilizado en odontología, y su uso aún está muy extendido.

##### (1) COMPONENTES PRINCIPALES

- Líquido
  - Ácido fosfórico (aproximadamente 37% en peso)
  - Agua
- Polvo
  - Óxido de Zn, un polvo amarillento
  - Mg, SiO

##### (2) REACCIÓN DE FRAGUADO

Es muy exotérmica, por lo que clásicamente se preparan en una loseta de vidrio a temperatura baja, mezclando cada vez pequeñas aportaciones de polvo que se espatulan (para mojar dicho polvo con el líquido) en áreas grandes de la loseta.

### Las cerámicas

La reacción química es  $3 \cdot \text{ZnO} + 2 \cdot \text{H}_3\text{PO}_4 + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{Zn}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot 2 \cdot \text{H}_2\text{O}$

La viscosidad del material puede graduarse incorporando más o menos polvo a la mezcla, posibilitando su uso como cemento (menos viscoso, con menos polvo añadido) o como fondo cavitario o material de restauración provisional (más viscoso, resultante de añadir más polvo)

El producto final tendrá dos fases: un material en el que los núcleos intactos de las partículas de Óxido de Zn están incluidos en una matriz de fosfato de Zn ( $\text{Zn}_3(\text{PO}_4)_2$ ) (Figura 14-3).

#### (3) TIPOS

La especificación #96 de la ADA marca dos tipos:

- I. Grano fino, para cementado. El grosor de capa debe ser  $\leq 25\mu$
- II. Grano medio, para obturación, fundamentalmente. El grosor de capa debe ser  $\leq 40\mu$

#### (4) PROPIEDADES

- La velocidad de la reacción está muy influenciada por la temperatura. Por esta razón la técnica de mezcla es como la descrita más arriba
- Capacidad de retención
  - La presencia de ácido fosfórico tiene un efecto de *grabado* del tejido dentario, que asperiza su superficie
  - Aunque estos espacios no pueden ser ocupados completamente por el cemento (como sí ocurre con los *primers* y los adhesivos poliméricos) debido a su gran viscosidad, dicha rugosidad favorece la creación de la retención mencionada.
- Su conductividad térmica es similar a la del esmalte o la dentina [55], por lo que su uso como base o fondo cavitario está muy extendido.
- Tienen un efecto citotóxico moderado, que disminuye con el tiempo, sobre el CDP [55], probablemente debido al bajo pH.
- Baja tensión superficial [217]
- Solubilidad en fluidos orales [217]
- Erosión alta por ácidos

#### D ÓXIDO DE ZN- EUGENOL: EUGENATO DE ZN

Este material tiene amplio uso como fondo cavitario, cemento, material (rígido) de impresión, sellador endodóntico, o revestimiento periodontal o quirúrgico.

#### (1) COMPONENTES

- Líquido
  - Eugenol (2 metoxi-4-(2-propenil-fenol), de fuerte olor característico.
  - Ácido acético ( $\text{CH}_3\text{-COOH}$ ), como acelerador
- Polvo
  - ZnO y otras sales de Zn
  - Ácido abiético  $\text{C}_{20}\text{H}_{30}\text{O}_2$ , para reducir la fragilidad y aumentar el tiempo de trabajo

#### (2) MEZCLA

Se debe incorporar gran cantidad de polvo a la mezcla, mediante una espatulación muy enérgica. Es una reacción lenta

#### (3) PROPIEDADES

El eugenol es un material de uso clásico en odontología.

- Fija las células y deprime su respiración, y reduce la transmisión nerviosa [55, 290, 291]. Estos efectos son leves y transitorios pero explican la analgesia moderada que produce <sup>40</sup>, bien conocida desde antiguo.
- Atrapa los radicales libres de los monómeros vecinos, impidiendo o dificultando su polimerización [292]

<sup>40</sup> Fundamento del dicho español "a las muelas con un clavo", debido a las cualidades del aceite obtenido de la especia clavo (*Syzygium aromaticum*), rico en eugenol



#### (4) VARIACIONES

Siguiendo a [217]:

- IRM (Intermediate restorative material)
  - Mediante adición de aglutinantes
  - Se acelera el fraguado
- Cementos EBA
  - Mediante la adición de ácido orto-etoxibenzóico
  - El material tiene menos olor y más tenacidad (permite más proporción polvo/líquido)
  - No se inhibe tanto la polimerización acrílica

#### E CEMENTOS DE VIDRIO IONÓMERO (CVIS, GLASS-IONOMER CEMENTS, GICS)

Los CVIS<sup>41</sup> son estrictamente cementos, pues en ellos el fraguado se produce por una reacción ácido-base.

#### (1) COMPONENTES

Sus componentes son [293]:

- Polímeros carboxílicos solubles en agua, ácidos.
  - Son ácidos polialquenoicos: poliacrílico o maléico
- Vidrios, básicos:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{AlF}_3$ ,  $\text{CaF}_2$ ,  $\text{NaAlF}_6$ ,  $\text{AlPO}_4$
- Agua. Aumenta la translucidez
- Quelantes: ácido tartárico o cítrico, mantienen los iones  $\text{Al}^{+++}$  en solución, evitando su precipitado y manteniéndolos disponibles para formar polialquenoatos

La pre-ción senta-es

**Figura 14-4. Reacción de fraguado de los CVIS**

1: ácidos policarboxílicos. Se muestra aumentado un radical carboxilo

2: intercambio de protones (a) por iones  $\text{Al}^{+++}$ ,  $\text{Ca}^{++}$  o  $\text{Zn}^{++}$  (b), que se incorporan a la solución acuosa y entrecruzarán las cadenas de ácidos policarboxílicos, formando la matriz de polialquenoatos

3: formación de una capa externa en el relleno, de gel silícico hidratado

4: cemento. Partículas con núcleo sin reaccionar, rodeado de una capa externa de gel silícico hidratado, englobadas en una matriz de polialquenoatos de Al, Ca o Zn

Matriz de polialquenoatos de Al, Ca y Zn

Gel silícico hidratado

Relleno intacto, rodeado de una capa externa de gel silícico hidratado

polvo/líquido, que se espátulan a mano o se mezclan mecánicamente.

#### (2) REACCIÓN DE FRAGUADO

Se esquematiza en la Figura 14-4.

#### (3) PROPIEDADES

Las normas ISO establecen algunas propiedades mínimas: un tiempo de fraguado: 2.5 a 8 min.

- Liberación de flúor
  - Es, junto con su capacidad de unirse químicamente a los tejidos dentarios, su cualidad más importante. Son capaces de liberarlo (asociado a otros iones) y recuperarlo (especialmente desde las pastas de dientes o durante la fluorización).

<sup>41</sup> La denominación de cementos de vidrio ionómero está históricamente aceptada, aunque es incorrecta. La denominación correcta (según la ISO: International Organization for Standardization) es glass-polialkenoate cements (cementos de polialquenoato de vidrio).

### Las cerámicas

- Hay una liberación inicial importante, y luego se mantiene a un nivel más bajo [294].
- Tienen efecto protector sobre la caries en su entorno inmediato [295].
- Adhesión
  - Son los únicos BM actuales <sup>42</sup> capaces de producir *per se* adhesión a los tejidos duros dentarios.
  - El mecanismo de acción se expone en el capítulo de Adhesión en odontología: los adhesivos, en la pág. 107. Por ello tienen una muy buena adaptación marginal y poca microfiltración
- Estética
  - Debida a la translucidez del remanente intacto del centro de las partículas de vidrio.
- Propiedades mecánicas
  - Tienden a ser frágiles [295]
- Sensibilidad acuosa
  - Durante el fraguado son muy sensibles tanto a la pérdida como al exceso de agua [295], por lo que tienen que ser protegidos con un barniz

#### (4) TIPOS

##### I. SEGÚN SU USO

También se utilizan como selladores de fisuras (Tabla 14-4)

##### II. SEGÚN LAS ADICIONES

Cementos de vidrio ionómero modificados con resina CVIR (*resin-modified glass-ionomer cements RMGIC*)

Mediante la adición de un monómero (2-hidroxietil metacrilato, HEMA), y un sistema de iniciador fotoactivado (canforoquinona, CQ). La matriz que se produce mejora las propiedades físicas.

Una vez se ha producido la polimerización del monómero, la reacción ácido-base está comprometida [293, 296].

**Tabla 14-4. Tipos de CVIs, según su uso**

Tipos	Uso	Proporción polvo/líquido
I	cementos y adhesivos	baja (1.5 – 3.8) /1
II	1 restauraciones con compromiso estético	alta (3 – 6.8) /1
	2 restauraciones con menor compromiso estético	alta (3.1-4.1) /1
III	bases	baja (1.5-1) /1
	cementado	alta (3.1-6.8) /1

Datos de [293]

## 2 CEMENTOS HIDRÁULICOS

### A AGREGADO DE TRIÓXIDO MINERAL (MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE, MTA)

Introducido en 1993 [297].

#### (1) COMPONENTES

Está disponible en dos tipos, según su color: blanco y gris, diferenciados por las proporciones de  $Al_2O_3$ ,  $MgO$  y  $FeO$ .

- Polvo
  - Es un derivado purificado del cemento Portland [298], el más usado en el mundo en el concreto, los morteros <sup>43</sup> o el estuco <sup>44</sup> [299]
  - Silicato tricálcico:  $(CaO)_3 \cdot SiO_2$  y dicálcico  $(CaO)_2 \cdot SiO_2$
  - Aluminato tricálcico:  $(CaO)_3 \cdot Al_2O_3$
  - Aluminato férrico tetracálcico:  $(CaO)_4 \cdot Al_2O_3 \cdot Fe_2O_3$
  - Yeso:  $CaSO_4 \cdot 2 H_2O$
  - Óxido de Bi:  $Bi_2O_3$
  - Otros:  $FeO$ ,  $MgO$ , ...
- Líquido: agua destilada

**Tabla 14-5. Presentaciones del  $Ca(OH)_2$**

	Fraguables	Presentación			
		Polvo	Líquido	Pasta	Pasta
PURO	NO (cementos hidráulicos)	Ca(OH) <sub>2</sub>	Agua		
		Una pasta			
FRAGUABLE	SI	Mezcla (autocurado)		Iniciador Sulfato de Ba ZnO Resinas	Activador Ca(OH) <sub>2</sub>
		Fotopolimerización		Iniciador Sulfato de Ba Ca(OH) <sub>2</sub> Resinas	

<sup>42</sup> Junto con los poliacrílatos, basados en los mismos tipos de ácidos, pero con diferentes rellenos.

<sup>43</sup> El mortero es un compuesto de aglutinantes inorgánicos, agregados finos y agua, y posibles aditivos que sirven para aparejar elementos de construcción tales como ladrillos, piedras, bloques de hormigón, etc. Además, se usa para rellenar los espacios que quedan entre los bloques y para el revestimiento de paredes ([https://es.wikipedia.org/wiki/Mortero\\_\(construcci%C3%B3n\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Mortero_(construcci%C3%B3n)))

<sup>44</sup> El estuco es una pasta de grano fino compuesta de cal apagada, mármol pulverizado, yeso, pigmentos naturales, etc., y se utiliza sobre todo para enlucir paredes y techos. (<https://es.wikipedia.org/wiki/Estuco>)



## Las cerámicas

### 2: MEZCLA

El cemento MTA original tiene un tiempo de fraguado muy largo, clínicamente inconveniente (30 min a 4 h) [300]

El material se mezcla incorporando el polvo al agua hasta obtener una masa de viscosidad adecuada, que debe protegerse de la deshidratación.

#### (2) PROPIEDADES

- Tiene un pH alcalino (de alrededor de 10) al mezclarse, que aumenta con el tiempo.
- Escasamente soluble, si se mezcla adecuadamente
- Buena adaptación marginal y sellado
- No interfiere con otros biomateriales
- Muy buena biocompatibilidad y capacidad de estimular la regeneración de dentina, cemento y hueso
- Aceptables características mecánicas, lo que hizo que su uso superase a otros cementos hidráulicos, como el de  $\text{Ca}(\text{OH})_2$

#### B HIDRÓXIDO DE CA

El hidróxido de Ca ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) es una base fuerte, que se presenta como un polvo blanquecino, con alto pH (12.6) y muy soluble en agua.

#### (1) PRESENTACIONES BÁSICAS

Su uso más sencillo es como cemento hidráulico, formándose un barrillo por la adición con agua. Se esquematizan en la Tabla 14-5.

#### (2) PROPIEDADES

- Biocompatible
- Buen aislante térmico
- Efecto antimicrobiano. Sus propiedades antimicrobianas provienen de la disociación en Ca y en iones hidroxilo.
- Disminución de la permeabilidad dentinaria
- Estímulo de dentinogénesis. Activa la fosfatasa alcalina, favoreciendo la mineralización tisular [301].
- Muy malas características mecánicas
- Solubilidad

## C BIOCERÁMICAS

Siguiendo a [302], son cerámicas diseñadas para reparar o reconstruir partes del organismo. Pueden presentarse de tres maneras principales...

- Dispositivos sólidos
- Polvos o granos, para rellenos óseos, revestimientos de prótesis metálicas, cementos
- Andamiajes -scaffolds-, porosos, de los que se hablará en el capítulo 15 Ingeniería tisular

Según su interacción con el organismo, pueden tener tres tipos de comportamiento:

- Inertes (alúmina, circonia). Algunas se usan para fabricar implantes osteointegrados
- Bioactivas. Capaces de crear una unión estable con el hueso
- Reabsorbibles (TCP,  $\beta$ - ó  $\alpha$ -fosfato tricálcico). También capaces de crear una unión estable con el hueso

### I CRISTALINAS

- Los principales son los fosfatos de Ca.
  - La hidroxiapatita (HA) sintética ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), muy similar a la natural. Muy usada como relleno óseo o recubrimiento de implantes
  - Los principales inconvenientes de los fosfatos de Ca son sus pobres cualidades mecánicas
- Alúmina, con buenas cualidades mecánicas

### II VIDRIOS BIOACTIVOS

Capaces de unirse al hueso vivo: su superficie expone una capa de HA a la que se puede unir el hueso. Sus productos de degradación (Si, Na, Ca, fosfatos) estimulan la osteogénesis.

El primero (1960) fue el Bioglass

### III CERÁMICAS VÍTREAS

Características mecánicas superiores a las de los vidrios bioactivos, pues tiene más cristalinidad.

### IV COMPUESTOS

Los materiales cerámicos anteriores (vidrios, cerámicas vítreas) son frágiles y rígidos. Añadiendo polímeros -biodegradables o no-, pueden mejorarse sus características. Se pueden organizar de varias maneras:

- Materiales compuestos con biocerámicas incluidas en una matriz de polímeros
- Matrices cerámicas revestidas de polímeros

### D PORCELANAS O CERÁMICAS DENTALES

Las porcelanas dentales son los materiales cerámicos odontológicos por excelencia.

La mayoría son materiales compuestos, formados por una matriz vítrea, amorfa, que engloba material igualmente cerámico, pero cristalizado.

La fase vítrea es la responsable de la estética, y la cristalina de la resistencia [305]. En los extremos del espectro están las cerámicas puramente vítreas y las puramente cristalinas (Figura 14-5).

Esta relación entre el contenido cristalino y las características mecánicas se puede observar en la Figura 14-6.

### I LAS CERÁMICAS: TIPOS

Debe tenerse en cuenta que el mundo de las cerámicas es uno de los más activos en cuanto a desarrollo de nuevos materiales. Actualmente hay muchas maneras de clasificar las cerámicas, además de la ya apuntada -según su contenido cristalino-, que se reflejan a continuación.

#### 1 SEGÚN SU CONTENIDO CRISTALINO

Las cerámicas pueden clasificarse según su contenido cristalino como se indica en la Tabla 14-6.

#### A VÍTREAS

##### (1) CONVENCIONALES

Son las cerámicas clásicas, basadas en feldespato (responsable de su translucidez), cuarzo (la fase cristalina) y caolín (le da plasticidad y manejo en el procesado).

Son frágiles y poco tenaces: se usan para recubrir estructuras metálicas -cofias, en las PFMs- u otras cerámicas más tenaces

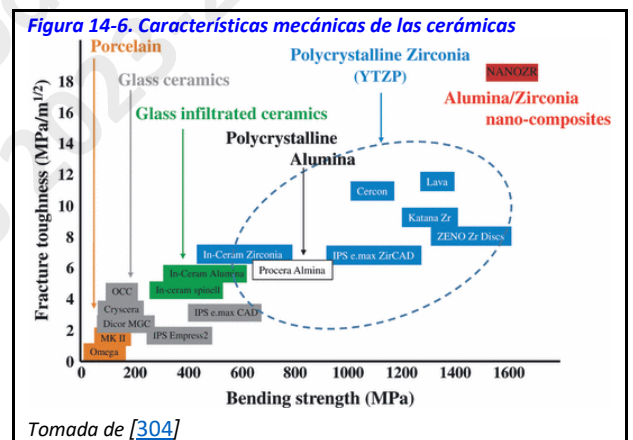
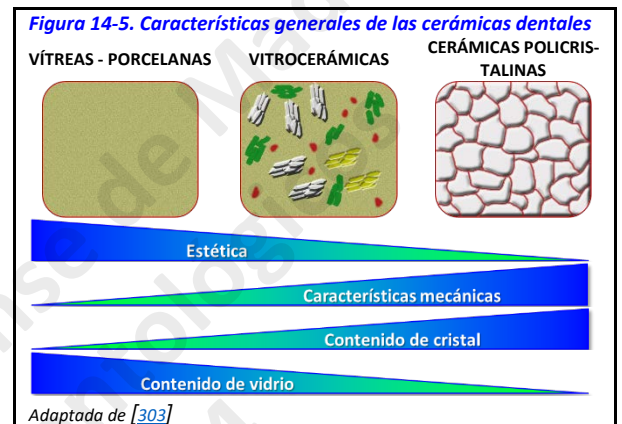
##### (2) AVANZADAS

- Basadas en leucita
- Basadas en disilicato de Li. Aporta cristales a la matriz vítrea de la cerámica (hasta un 70%), y su índice de refracción es parecido al de la matriz vítrea. Permite producir estructuras, en la técnica de *all-ceram*
  - El disilicato de Li enriquecido con 10% de óxido de Zr permite restauraciones estéticas

#### B VITROCERÁMICAS

#### C POLICRISTALINAS

##### (A) BASADAS EN ALÚMINA



## Las cerámicas

Tabla 14-6. Clasificación esquemática de las cerámicas según su contenido cristalino (indicando su composición básica)

		FASE		
		VÍTREA	CRISTALINA PRINCIPAL	
- Contenido vítreo + + Contenido cristalino -	VÍTREAS	Convencionales	Feldespato KAlSiO <sub>3</sub> O <sub>8</sub> . Se funde al procesar.	SiO <sub>2</sub> Sin cambios al procesar. Traslúcido
		Aluminosas	Gris	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
	Reforzadas	Leucita	Caolín (< 4%) Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ·2SiO <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O. Mantiene unidas las partículas	SiO <sub>2</sub> , K(Si <sub>2</sub> Al)O <sub>6</sub>
		Li	Opaco	SiO <sub>2</sub> Li <sub>2</sub> O-SiO <sub>2</sub>
VITROCERÁMICAS	Flúormica		Na(Mg, Zn, Ca) <sub>2</sub> ·5Si <sub>4</sub> O <sub>10</sub> F <sub>2</sub>	
POLICRISTALINAS	Alúmina		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	
	Circonia		ZrO <sub>2</sub>	
Otros componentes	Óxidos metálicos	Como pigmentos: óxidos de Fe (marrón), Cu (verde), Ti (amarillo-marrón), Co (azul)		
	Ác bórico	Más expansión, menor viscosidad		
	Aglutinantes	Facilitan el manejo		

Adaptada de [303]

Tienen malas cualidades ópticas y gran tenacidad: indicadas para estructuras *all-ceram* que deben recubrirse con cerámicas feldespáticas, por razones estéticas.

### (B) BASADAS EN CIRCONIA (ÓXIDO DE ZR, ZRO<sub>2</sub>)

Tienen gran tenacidad por su estructura cristalina y endurecimiento por transformación (ver Endurecimiento por transformación, en la página 68)

### (C) BASADAS EN CIRCONIA-ALÚMINA

Con alto contenido de cristales de ZrO<sub>2</sub> y Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Buenas características mecánicas

## 2 SEGÚN SU TEMPERATURA DE PROCESADO

Según la temperatura a que se procesan, pueden clasificarse las cerámicas como se indica en la Tabla 14-7. Las que se utilizan para colados pueden necesitar entre (aproximadamente) 1370°C y 650°C.

Tabla 14-7. Clasificación de las cerámicas según su temperatura de procesado

	Tipo	Rango de temp.	Usos
Colado	Alta	1315-1370 °C	Dientes artificiales
	Media	1090-1260 °C	Coronas jacket
	Baja	870-1065 °C	PFM
	Muy baja	650-850 °C	Para trabajo con Ti Ahorro energético
	Ambiente		Manipulación ya procesada: dientes artificiales, brackets

Las que se manejan a temperatura ambiente han sido ya procesadas al manufacturarlas, normalmente a altas temperaturas.

### b: SEGÚN SU PROCESADO

Aunque excede los objetivos de este manual, podemos decir que las cerámicas pueden procesarse, para producir dispositivos protésicos, de la siguiente manera:

- Procesado **secuencialmente** sobre...
  - › Modelo refractario (cofia cerámica)
  - › Matriz/cofia
    - De Pt
    - Metálica (colada)
- Colado, inyección, produciéndose los dispositivos **en bloque**
- Procesado CAD-CAM, produciéndose también los dispositivos **en bloque**
  - › Torneadas o fresadas
  - › Sinterizadas por láser
  - › Inyección de tinta cerámica

### c: SEGÚN SU FUNCIÓN EN LA MASA CERÁMICA DE LAS PFM

En coronas de PFM, como las esquematizadas en la Figura 14-7, se utilizan varios tipos diferentes de cerámicas, con diferentes objetivos. Estas diferentes capas cerámicas se añaden **secuencialmente** hasta que el dispositivo está terminado

### Las cerámicas

- **Opaquer.** Cerámica opaca, para enmascarar la cofia metálica subyacente. Servirá de *lienzo* para las demás capas cerámicas
- **Dentina.** Cerámica relativamente translúcida, de diferentes colores
- **Incisal o esmalte.** Cerámica más translúcida, blanquecino-azulada
- **Tintes,** para efectos de colores

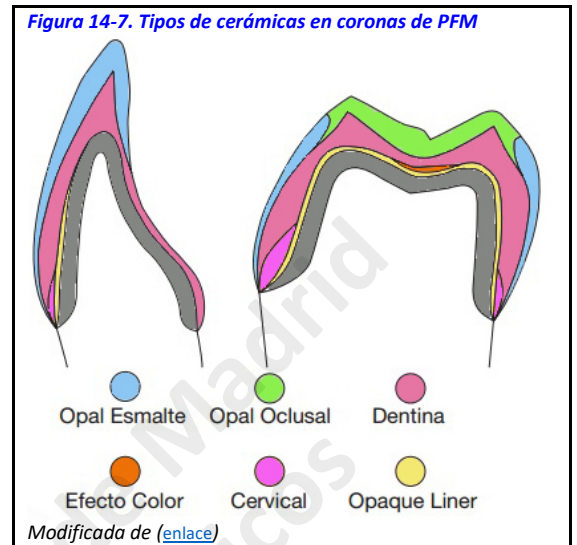
#### 2: LOS COMPUESTOS CON CERÁMICA

Recientemente se han desarrollado materiales híbridos -claramente, materiales compuestos- a base polímeros combinados con cerámicas.

En puridad son resinas compuestas, pero la ADA los considera materiales cerámicos.

Hay dos grandes tipos:

- Matriz polimérica con relleno cerámico disperso
  - Matriz polimérica (UDMA, TEGDMA) con relleno de SiO<sub>2</sub> disperso, polimerizada a alta temperatura
- Red cerámica infiltrada con polímeros (Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network, PICN)
  - Constituidos por una matriz de cerámica vítrea presinterizada y porosa con monómeros que la infiltran y que polimerizan a alta temperatura y presión
  - Tienen una estructura muy homogénea, con pocos poros o defectos internos y alta tenacidad



## E OTROS MATERIALES CERÁMICOS

### I DENTÍFRICOS

Contienen...

- Abrasivos, frecuentemente cerámicos
  - Fosfatos de Ca
  - Carbonatos
  - Silicatos
  - Óxidos
- Humectantes
- Agua
- Aglutinantes
  - Detergentes
  - Agentes para producir sabores y colores
  - Agentes terapéuticos
    - Flúor (0.025 a 0.15%)
    - Desensibilizantes: sales de Flúor, cloruro de Sn, nitrato potásico, Citrato de Na
    - Agentes antimicrobianos
  - Blanqueantes

**Figura 14-8. Hilo retractor gingival siendo colocado en posición**



Tomada de ([enlace](#))

### II ABRASIVOS Y PULIDORES

Son los agentes que se aglutinan en los instrumentos de corte, abrasión o pulido

- Carborundum (CSi)
- Cuarzo
- **Diamante** en polvo
- Esmeril
  - Corindón (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), espinelas, hercinita y magnetita y rutilo
- P. Pómez (pumita, liparita)
  - Roca ígnea volcánica vítrea, con baja densidad y muy porosa, de color blanco o gris
- Óxidos varios



### III RETRACTORES GINGIVALES

Son elementos que se utilizan para retraer la encía y separarla del diente tallado, minimizando el sangrado, para facilitar la toma de impresión.

Se presentan como ...

- Hilos trenzados, frecuentemente de algodón, impregnados con...
  - › Cloruro de Al ( $AlCl_3$ )
  - › Cloruro de Zn ( $ZnCl_2$ )
  - › Algunos: adrenalina
- Pastas, con...
  - › Cloruro de Al ( $AlCl_3$ )
  - › Caolín
  - › Excipientes

### IV APARATOLOGÍA ORTODÓNICA

Representada por los brackets cerámicos

Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

## 15 INGENIERÍA TISULAR

La ingeniería tisular es una propuesta multidisciplinar que busca el desarrollo, el reemplazo (mediante injertos <sup>45</sup> o plastias) o la mejora de tejidos u órganos vivos afectados por enfermedades o traumas, o el desarrollo de modelos tisulares adecuados para el desarrollo de nuevos fármacos o materiales o para estudios toxicológicos [306, 307].

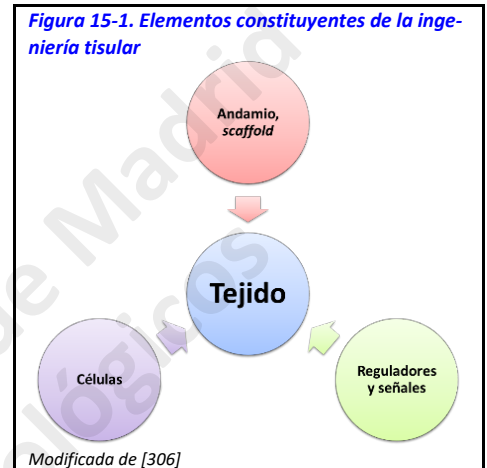
Para ello emplea tres elementos básicos, aislada o conjuntamente:

- Células
- Andamios (o *scaffolds*)
- Reguladores y señales (Figura 15-1)

Se imitando así -por ahora imperfectamente- a la naturaleza, que genera los tejidos siguiendo estos conceptos.

Estos componentes (células, andamios y reguladores y señalizadores) deben, por tanto, considerarse como biomateriales de acuerdo con cualquiera de las definiciones que se considere.

Excede los propósitos de este manual una descripción pormenorizada de los materiales, concepto o procesos involucrados, por lo que se remite a los estudiantes a las referencias que se incluyen.



### A INJERTOS Y PLASTIAS

Según su origen pueden diferenciarse [55] en (Tabla 15-1).

- Los auto-, iso-, alo- y xenoinjertos son implantaciones de tejidos orgánicos, de donantes vivos o difuntos, más o menos procesados y más o menos similares genéticamente al donante.
- Los heteroinjertos o aloplastias son implantaciones de materiales sintetizados, que pueden acompañarse de tejidos orgánicos (generalmente, células)-

**Tabla 15-1. Tipos de injertos y plastias**

Injertos y plastias	Donante
Autoinjerto	Mismo individuo (diferente ubicación)
Isoinjerto	Otro individuo, con la misma constitución genética
Aloinjerto	Otro individuo, de la misma especie, con diferente constitución genética
Xenoinjerto	Otro individuo, de diferente especie
Heteroinjerto o aloplastia	Implantación de materiales sintéticos

Modificada de [55]

### I LA RESPUESTA INMUNE A LOS NUEVOS TEJIDOS

Puede evitarse una respuesta inmune a estos tejidos [307]

- utilizando células autólogas o isogénicas en los andamiajes
- suprimiendo la respuesta o induciendo la tolerancia del receptor
- mediante la inmunomodulación del nuevo tejido

### B ESTRATEGIAS Y ELEMENTOS DE LA INGENIERÍA TISULAR

#### I ORIGEN Y POTENCIALIDAD CELULAR

La potencia es la capacidad de una célula para diferenciarse en otros tipos celulares [308], y se muestra, junto con su origen, en la Tabla 15-2.

#### 1 DEFINICIONES

- **Osteoconducción:** proceso tridimensional de crecimiento de brotes vasculares, tejido perivascular y células osteoprogenitoras desde el lecho del receptor al interior del injerto, perfundiendo el andamiaje.

<sup>45</sup> Injerto: i): órgano o fragmento de tejido vivo que se implanta en una parte del cuerpo para reparar una lesión, o con fines estéticos (DRAE). ii): Procedimiento quirúrgico para trasladar tejido de una parte del cuerpo a otra, o de una persona a otra, sin llevar su propio riego sanguíneo con él.

En algunas ocasiones un injerto puede ser un dispositivo creado artificialmente (Wikipedia)

- **Osteogénesis:** crecimiento normal del hueso
- **Osteoinducción:** formación de hueso nuevo, bajo la influencia de uno o más agentes inductores, que proceden de la matriz ósea

**Tabla 15-2. Origen y potencialidad celular**

Denominación	Origen	-potenciales. Pueden generar tipos celulares...					
		Toti- Todos	Pluri- Todos, excepto la placenta	Multi- Algunos	Oligo- Pocos	Bi- Dos	Uni- Uno
Embrionarias	Mórula	Si					
	Blastocisto		Si				
Fetales	Feto		Si	Si			
	Placenta		Si	Si			
	Tejidos extrafetales		Si	Si			
	Fluido amniótico		Si	Si			
	Gelatina de Wharton		Si	Si			
	Sangre del cordón			Si			
Niño - adulto (somáticos)	Médula ósea		Si	Si			
	Otros tejidos	Adiposo, piel, músculo esquelético, corazón, hígado, sangre,...				Si	Si
Inducidas	Células somáticas diferenciadas		Si				

Modificada de [309]

- **Osteointegración:** conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional [273]. Se da en los BM de Ti (Figura 15-3, arriba). Las condiciones de la osteointegración son [55] (Figura 15-2):
  - El hueso debe ser viable
  - El espacio entre el huso y el implante debe ser < 10nm, y no contener tejido fibroso
  - La interfase hueso-implante debe ser capaz de sobrevivir a la carga debida a una prótesis.
  - En la Figura 15-2 se muestran las proporciones relativas de cada constituyente de la interfase hueso-implante metálico, para una osteointegración óptima y los grados de subóptima.
- **Biointegración.** El implante y el hueso se funden y forman un continuo (Figura 15-3, abajo). Ocurre con las cerámicas y los metales recubiertos de cerámica



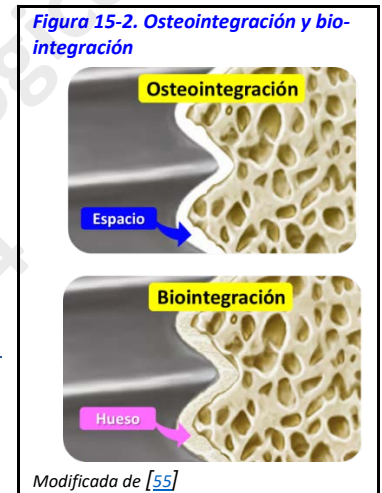
Modificada de [220]

### 2 INYECCIÓN CELULAR

La eficacia de esta técnica está limitada por [310]:

- el poco afianzamiento y la inadecuada localización de las células inyectadas, especialmente en las zonas más móviles
- rechazo inmunológico
- mantenimiento del fenotipo por las células inyectadas

Para minimizarlo se pueden utilizar vehículos que ayudan en el transporte y la liberación



Modificada de [55]

### 3 INDUCCIÓN CELULAR

#### A OSTEOINDUCCIÓN

Un material osteoinductor debe ser capaz de [311] ...

- reclutar o atraer células osteoprogenitoras mesenquimales, mediante factores de crecimiento, facilitando los patrones de migración celular.
- transformar las células mesenquimales indiferenciadas en osteoblastos maduros, capaces de formar hueso.
- Inducir la formación de hueso

## II ANDAMIOS CELULARIZADOS

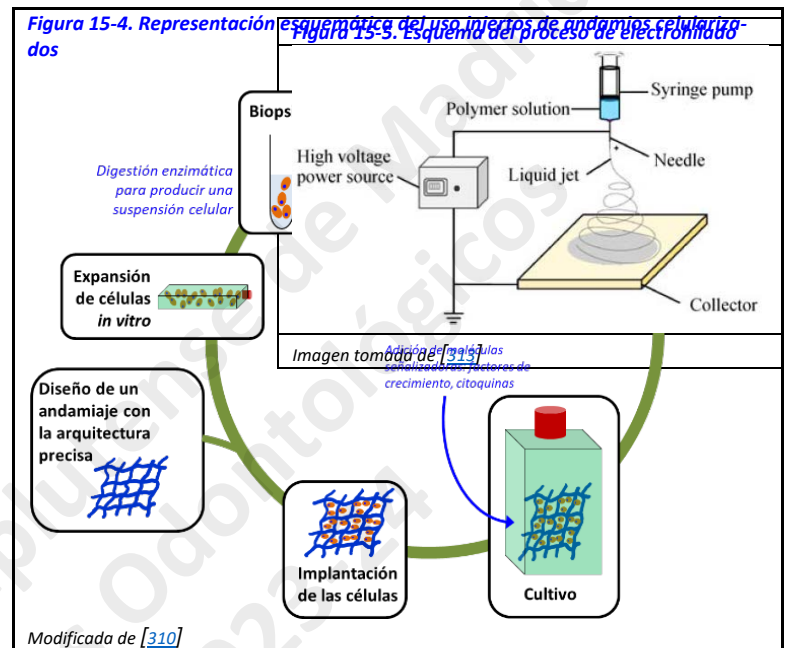
Uno de los parámetros principales en la ingeniería tisular es el control o la dirección del crecimiento, la diferenciación y el comportamiento de la población celular de que se trate modulando su cultivo, generalmente mediante los denominados andamios (*scaffolds*, matrices, armazones), que aportan una micro- y macroestructura adecuadas para el desarrollo del nuevo tejido y pueden alojar simultáneamente elementos biológicos y de señalización.

Los andamios son matrices tridimensionales o materiales porosos, biodegradables y temporales que simulan la estructura de la matriz extracelular del tejido en cuestión y estimulan respuestas celulares específicas [312].

Se requiere la extracción de células del donante o de un receptor, idealmente células mesenquimales. El proceso se esquematiza en la Figura 15-4

#### 1 CARACTERÍSTICAS DE LOS ANDAMIOS

Las características de los andamios son, siguiendo a [4, 306, 312]:



#### A BIOCOMPATIBILIDAD

- Antes de la implantación: las células deben adherirse, tener una función normal, migrar (a la superficie y dentro del andamio) y proliferar.
- Tras la implantación: no deben producir una respuesta inmune, para evitar la inflamación y el rechazo.

#### B BIODEGRADABILIDAD

El objetivo de la ingeniería tisular es que, con el tiempo, las células del organismo receptor reemplacen el injerto: los andamios no son permanentes. Por lo tanto, deben...

- Ser biodegradables, para permitir que las células produzcan su propia matriz extracelular
- Los productos generados en la degradación...
  - no deben ser tóxicos
  - deben poder ser eliminados sin perjuicio

Para acompasar su degradación con la formación de tejido por el organismo se requiere una respuesta inflamatoria acompañada de la entrada de macrófagos.

#### C PROPIEDADES MECÁNICAS

- Idealmente deben ser consistentes con las del tejido en cuestión, de manera que lo reemplacen eficazmente hasta que se complete la remodelación (esfuerzos tensionales o compresivos, deformaciones elásticas,...)
- Deben tener características de manipulación adecuadas que permitan la implantación quirúrgica

#### D ARQUITECTURA

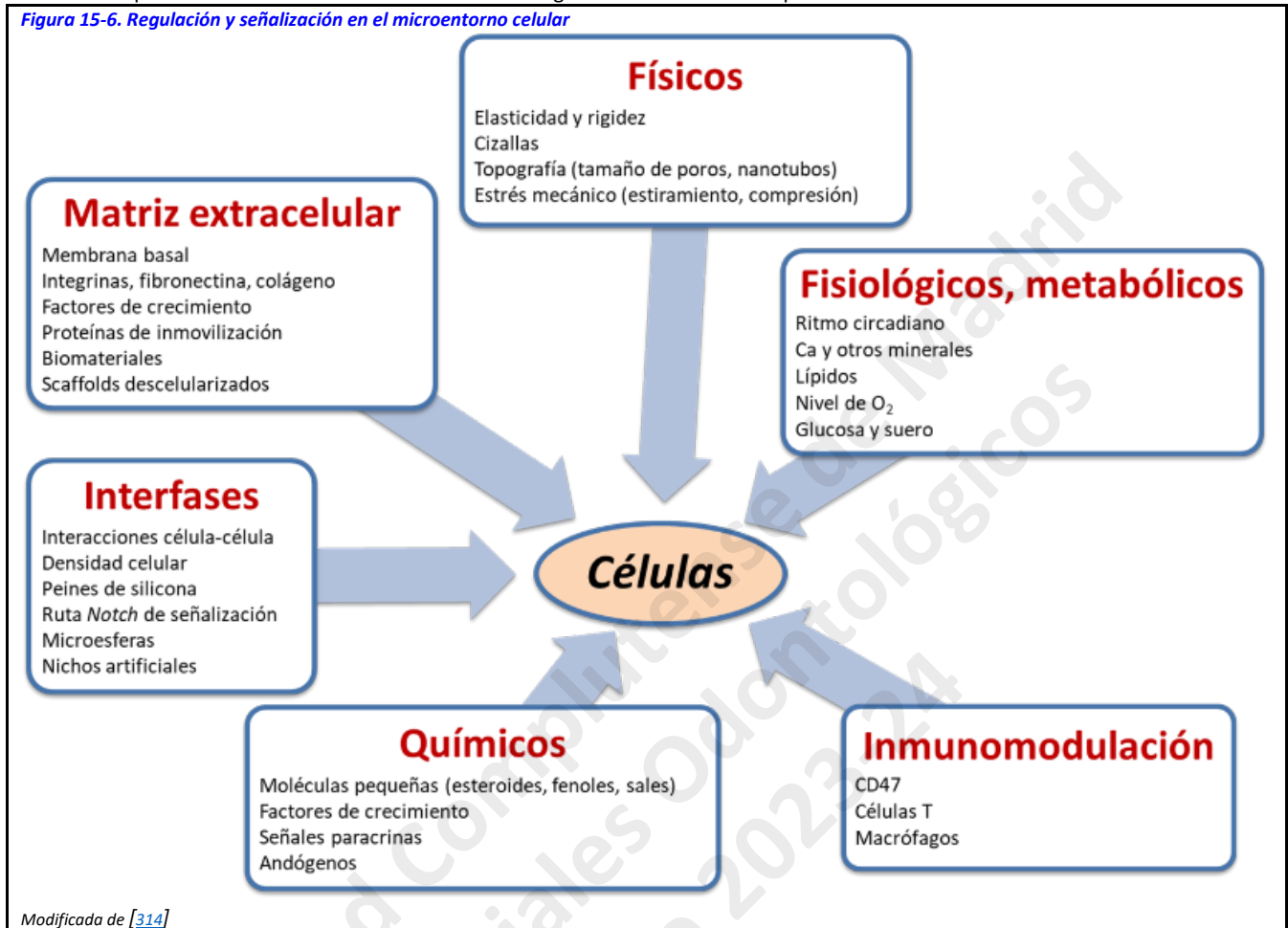
Deben tener una estructura interna porosa, interconectada, para...

- Posibilitar la anidación celular, la infiltración vascular y la difusión de nutrientes.
- Posibilitar la difusión y eliminación de los subproductos de degradación del propio andamio
- Permitir la ligazón de las células, que se relacionan con los andamios a través de ligandos en su superficie que se dan naturalmente, formando un biofilm, en los andamios de origen orgánico, pero que en los sintéticos deben añadirse.
  - La densidad de ligandos está relacionada con la superficie disponible
- Tener un tamaño de poros adecuado al tipo celular de que se trate. La porosidad suele estar entre el 75 y el 90%
  - Suficientemente grande para permitir la anidación y migración
  - Suficientemente pequeño para proporcionar un área grande para la ligazón

### E FABRICACIÓN Y MANEJO

- El coste debe ser asumible y debe poder ser transportado y almacenado en buenas condiciones
- Deben poder moldearse o fabricarse de manera congruente con la zona receptora

Figura 15-6. Regulación y señalización en el microentorno celular



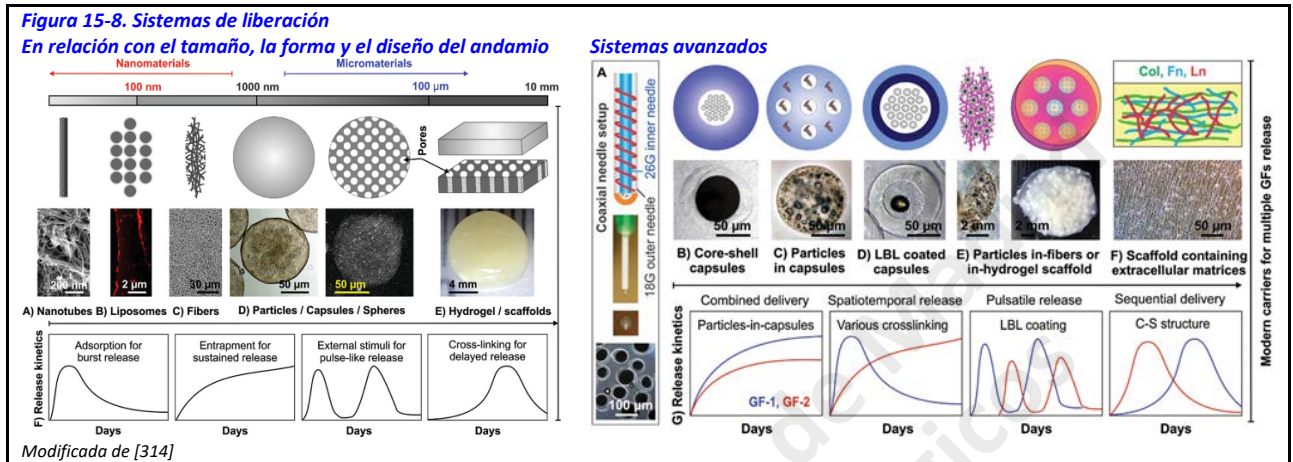
## 2 MÉTODOS DE FABRICACIÓN DE LOS ANDAMIOS

Los principales métodos de fabricación son [312, 313]:

- Convencionales
  - › Disolución de polímeros en solventes orgánicos (*solvent casting/particle leaching*)
  - › Separación de fases inducida térmicamente
  - › Liofilización o criodesecación (*freeze drying*)
  - › Vaciado (*melt moulding*), para polímeros
  - › Esponjado mediante gas (*gas foaming*)
- Electrohilado (*electrospinning*). Se pueden obtener diferentes andamios dependiendo de la disposición de varios pasos en la fabricación (Figura 15-5):
  - › Solutos: el material básico
  - › Disposición del colector
  - › Postprocesado
- Métodos tridimensionales (*additive manufacturing*). Se poya en un proceso de diseño asistido por ordenador (CAD), y el material se va construyendo en capas. Estos métodos pueden producir muy diferentes andamios, dependiendo del método de impresión y del material de base
  - › Impresión de constructos celularizados o bioimpresión (*3D bioprinting*)
    - Asistida por láser (*laser assisted*)
    - Extrusión (*extrusion based*)
    - Inyección (*inkjet based*)
  - › Técnicas acelulares
    - Estereolitografía (*soft lithography*)
    - Fusión de polvo
    - Formas sólidas (*solid freeform fabrication*)

### III LOS REGULADORES Y LAS SEÑALIZACIONES

El microentorno de las células regula su diferenciación y su comportamiento mediante señales, de diferentes tipos [314] (Figura 15-6). Podemos señalar:



#### 1 FACTORES DE TRANSFORMACIÓN DEL CRECIMIENTO (TRANSFORMING GROWTH FACTORS TGF-B)

- TGF  $\beta$ -like, activinas, factores de diferenciación del crecimiento (GDF)
- BMP-like

#### 2 FACTORES DE CRECIMIENTO DE LOS FIBROBLASTOS (FIBROBLAST GROWTH FACTORS, FGF)

- FGF1 a FGF23

#### 3 FACTORES DE CRECIMIENTO DERIVADOS DE LAS PLAQUETAS (PLATELETS DERIVED GROWTH FACTORS, PDGF)

Influyentes en el desarrollo y crecimiento vascular

#### 4 FACTORES NEUTRÓFICOS (NEUTROFIC FACTORS, NF)

Implicados en la regeneración del tejido nervioso

#### 5 SISTEMAS DE LIBERACIÓN

Los sistemas de liberación de los señalizadores y sistemas de regulación tradicionales pueden clasificarse [314] (Figura 15-7) según su...

- Forma: partículas, esferas, microcápsulas.
- Tamaño: nano (1-100nm), submicro (100 nm - 1 $\mu$ ), micro (1- 100  $\mu$ ) o macro (> 100  $\mu$ )
- Superficie: porosos y no porosos

### C INGENIERÍA TISULAR OROFACIAL

#### I HUESO

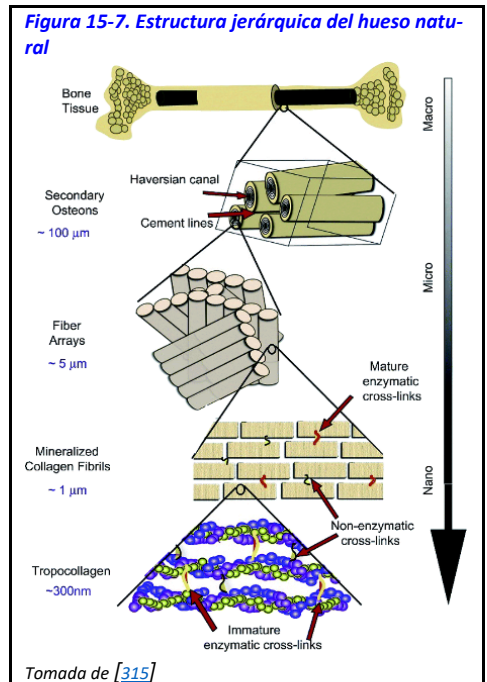
El hueso tiene capacidad de autoreparación, pero no es suficiente en grandes pérdidas o en ciertas condiciones.

- Su estructura es jerárquica (Figura 15-8) y está en remodelación continua en respuesta a las cargas mecánicas y el paso del tiempo.
- Su microporosidad permite la migración celular y la vascularización.

#### 1 INJERTOS

Los requerimientos de un injerto óseo exitoso son [316]:

- Aportación de osteoblastos





- Aporte sanguíneo, pues se está regenerando tejido, no reparándolo.
- Estabilización. La fijación del injerto en su lugar puede ser:
  - Mecánica, en el acto operatorio
  - Por la formación de puentes de H2 o por la atracción electrostática entre la matriz extracelular de la zona donante y el BM del andamio
- Ausencia de tensiones en los tejidos blandos

Siguiendo a [316-318], donde puede ampliarse esta información, pueden considerarse los siguientes injertos óseos:

### A AUTOINJERTOS

Son el *gold standard* debido a:

- Bajo riesgo de inmunogenicidad
- Bajo riesgo de transmisión de enfermedades
- Es tejido nativo, integrado fácilmente en la zona donante

La zona donante puede ser:

- Intraoral.
  - La osificación (membranosa) de los maxilares acompaña bien el ritmo de reabsorción, que es menor que el de los huesos con osificación endocondral. Además, se integran mejor en la zona donante porque tienen mayor concentración de factores de crecimiento y más potencial angiogénico.
  - Otras ventajas son: fácil acceso, vecindad entre zonas donante y receptora, no afectación de la piel y morbilidad postoperatoria baja
- Extraoral.
  - Permiten mayores volúmenes en los injertos, pero a veces necesitan anestesia general u hospitalización

Sin embargo, tienen desventajas:

- Baja disponibilidad para la reparación de grandes defectos
- Morbilidad de la zona donante
- Riesgo de infección doble (dos heridas)
- Largo tiempo quirúrgico

### B ALOINJERTOS

El origen es de donantes vivos (generalmente por reemplazo de la cabeza femoral) o fallecidos, y requieren procesamiento para disminuir la respuesta inmune e impedir la transmisión de enfermedades.

Sus ventajas son:

- la disponibilidad de cantidades, formas y tamaños
- la eliminación de la herida quirúrgica de la donación.
  - Pero pueden transmitirse enfermedades y tienen mayor respuesta inmunógena y velocidad de reabsorción que los autoinjertos

Su origen puede ser:

- Hueso fresco congelado (*fresh frozen bone, FFB*). Acelular, y contiene BMPs, por lo que tiene capacidad osteoconductora y osteoinductora. Ya en desuso por su alta inmunogenicidad y la posibilidad de transmisión de enfermedades.
- Hueso congelado-seco (*freeze-dried bone, FDB*). Solo capacidad osteoconductora
- Hueso congelado-seco desmineralizado (*demineralized freeze-dried bone DFDB*). Capacidad osteoconductora y osteoinductora.

### C XENOINJERTOS

- Substitutos bovinos, equinos o porcinos
- Derivados de algas
- Derivados coralinos

## 2 ALOPLASTIAS

En las aloplastias pueden utilizarse todos o parte de los elementos constitutivos básicos de la ingeniería tisular

### A ANDAMIOS

- Sintéticos
  - Ácido poliláctico (PLA), poliglicólico (PLGA), poliamida, policaprolactona (PCL), grafeno, polimetilmetacrilato (PMMA), cristales bioactivos (*bioactive glasses, bioglasses*)
- Biológicos
  - Colágeno, derivados coralinos, quitosano, Chitosán

Los andamios habitualmente se acompañan de otros materiales:

- Fosfato de Ca
  - Cerámicos: hidroxiapatita (HA).
    - La nanohidroxiapatita (nHA) por si misma tiene pobres cualidades mecánicas e insuficiente tenacidad [319], por lo que frecuentemente se combina con otros materiales biológicos o sintéticos en los andamios
  - Cementos: fosfato tricálcico (TCP), fosfato cálcico bifásico (BCP)
- Sulfato de Ca o yeso de París.

## II TEJIDO PERIODONTAL

### 1 REGENERACIÓN TISULAR GUIADA, RTG (GUIDED TISSUE REGENERATION, GTR)

Se utilizan membranas oclusivas para mantener libre el espacio afectado, conformando un encofrado y facilitando que las células apropiadas lo ocupen [310]. Las membranas utilizadas pueden ser:

- Polímeros sintéticos: politetrafluoretileno (PTFE) o Gore-Tex, poliláctico, poliglicólico o una combinación de estas últimas
- Materiales compuestos, con nanotubos de C.
- Materiales orgánicos: colágenos, con o sin nHA, fosfatasa alcalina o vidrios bioactivos.

Adicionalmente se utilizan, adicionalmente ...

- factores de crecimiento y citoquinas
- antibióticos (para prevenir la infección)
- materiales para el relleno del defecto

### 2 TÉCNICAS REGENERATIVAS ENDÓGENAS (TRE), (ENDOGENOUS REGENERATIVE TECHNOLOGY, ERT)

Son técnicas de inducción celular y se esquematizan en la Figura 15-10.

Las señales bioactivas (*cues*) pueden ser fijadas, absorbidas o encapsuladas en andamios.

Su implantación en el defecto periodontal produce la atracción hacia él de células potenciales localizadas en las zonas sanas del periodonto u otros tejidos circundantes locales.

Estas células proliferan y se diferencian en fibroblastos, osteoblastos y cementoblastos, y acabarán formando tejidos periodontales híbridos.

Figura 15-9. Regeneración tisular guiada

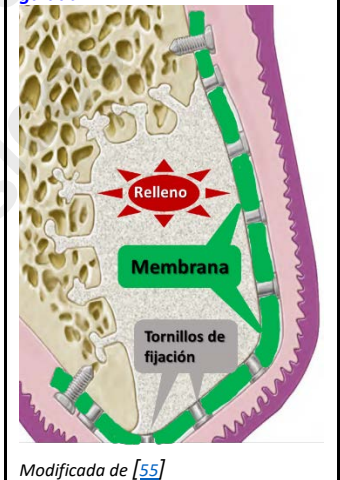
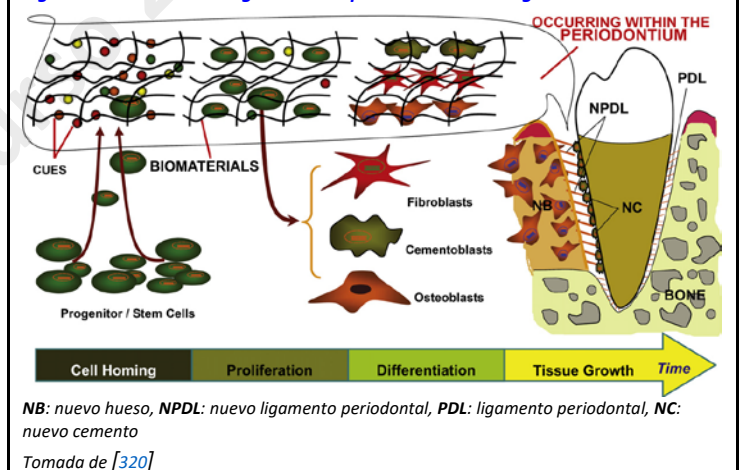


Figura 15-10. Técnicas regenerativas periodontales endógenas



## III ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR

Dirigidas principalmente a la regeneración del cartílago o el disco articulares [310, 321].

- Técnicas sin andamiaje
- Técnicas con andamiaje

### IV ESMALTE

Exige condiciones extremas [322], aún no resueltas. Hay varias vías en desarrollo:

- In vitro
  - Síntesis de esmalte.
  - Ingeniería bioquímica
- In vivo
  - Alteración de las propiedades mecánicas y químicas superficiales
    - Fluoruros, formando fluorapatita o flúorhidroxiapatita, más duras y menos solubles
    - Remineralización: pastas de dientes
  - Formación de capas similares al esmalte preexistente
    - Nucleación de proteínas naturales o sintéticas formando una guía para el crecimiento de cristales

### V COMPLEJO DENTINOPULPAR (CDP)

A diferencia del esmalte, es un tejido capaz de reaccionar a los estímulos, fisiológicos o no (ver La dentina y el complejo dentinopulpar (CDP), en la pág. 10)

#### 1 REMINERALIZACIÓN DENTINARIA

La aplicación de materiales liberadores de iones para obliterar los túbulos dentinarios expuestos y remineralizar la dentina que los circunda [241].

#### 2 RECUBRIMIENTO PULPAR

##### A INDIRECTO

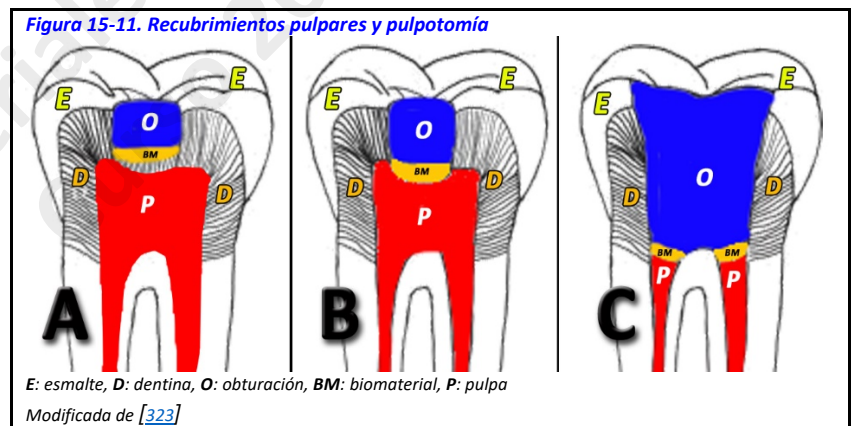
Se realiza en cavidades profundas, con o sin dentina cariosa remanente, en las que no hay exposición pulpar visible [324, 325] (Figura 15-11, A).

- Hidróxido de Ca ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ )
- Sellado mediante adhesivos dentinarios, basados en resinas
- Bases o liners

##### B DIRECTO

Se realiza cuando una pulpa vital, asintomática, tiene una exposición pulpar visible debido a caries o trauma o a un procedimiento operatorio [324-326] (Figura 15-11, B).

- Hidróxido de Ca ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ), con base acuosa o como cemento
- Sellado mediante adhesivos dentinarios, basados en resinas
- Cementos de silicato de Ca hidráulicos: MTA o derivados, MTA híbridos (con resinas)



#### 3 PULPOTOMÍA

Se realiza eliminando los 2-3 mm oclusales de tejido pulpar contaminado cuando hay una exposición visible de una pulpa vital, asintomática, o cuando la pulpa ha estado expuesta al ambiente oral [324] (Figura 15-11, C). Los materiales son similares a los utilizados en el recubrimiento pulpar directo.

#### 4 APICOFORMACIÓN

Siguiendo a [327, 328]:

- Tradicionales
  - Hidróxido de Ca ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ )



- Cementos de silicato de Ca, tipo MTA
- Terapia regenerativa endodóntica (*regenerative endodontic therapy, RET*). Persigue no sólo la apicoformación, sino la regeneración pulpar.
  - Células: células mesenquimales procedentes del sangrado del tejido periapical (stem cells of the apical papilla SCAP)
  - Andamiajes: coágulos sanguíneos, plasma rico en proteínas (protein rich plasma, PRP), alginato, ácido hialurónico y sus derivados, quitosano y sus derivados, microesferas de ácido poliláctico, poliglicólico, polisacáridos sintéticos.

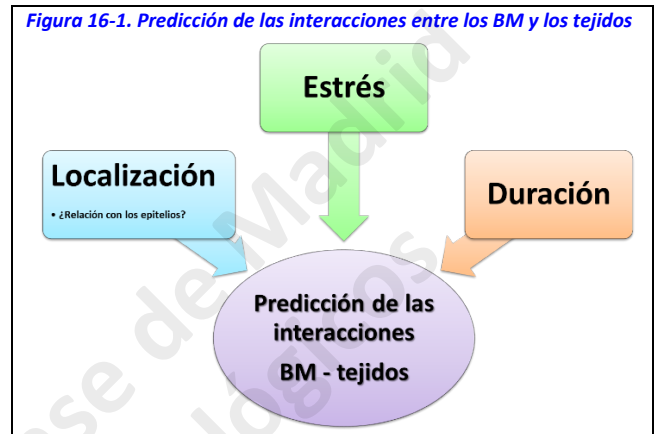
Universidad Complutense de Madrid  
Biomateriales Odontológicos  
Curso 2023-24

### 16 LA BIOCOMPATIBILIDAD

La biocompatibilidad es la capacidad de un BM de provocar una respuesta biológica apropiada a una aplicación determinada en el organismo; no es una propiedad específica del material, sino que denota cómo reacciona con su entorno [329-332].

Seguindo a [330] es posible conocer mejor las interacciones entre los BM y los tejidos, estudiando (Figura 16-1) ...

- La localización del BM
  - Si el material está en relación directa con los epitelios o es subyacente a ellos el seguimiento de la biocompatibilidad debe ser más estricto que si no hay esa relación, de manera similar a si un BM sobrepasa el esmalte.
- La **duración** de la interacción
  - Muchos procesos interactivos entre el organismo y los BM necesitan tiempo para su desarrollo.
- El **estrés** al que estará sometido el material
  - Los estreses a que estará sometido el BM (físicos, químicos, térmicos,...) y su duración son básicos para su respuesta biológica.



Las reacciones adversas relacionadas con los BM odontológicos pueden ser de varios tipos [332]:

- Sistémicas, o generales
- Locales
- Alérgicas
- Otras: mutagénicas, carcinogénicas, teratogénicas

### A INTERACCIONES ENTRE LOS BM Y LOS TEJIDOS DEL ORGANISMO HUMANO

#### I DEFINICIONES

Podemos definir los diferentes conceptos...

#### 1 RIESGO

Es el grado o la extensión del posible efecto dañino para la salud.

#### A EVALUACIÓN DEL RIESGO

Para evaluarlo, deben valorarse...

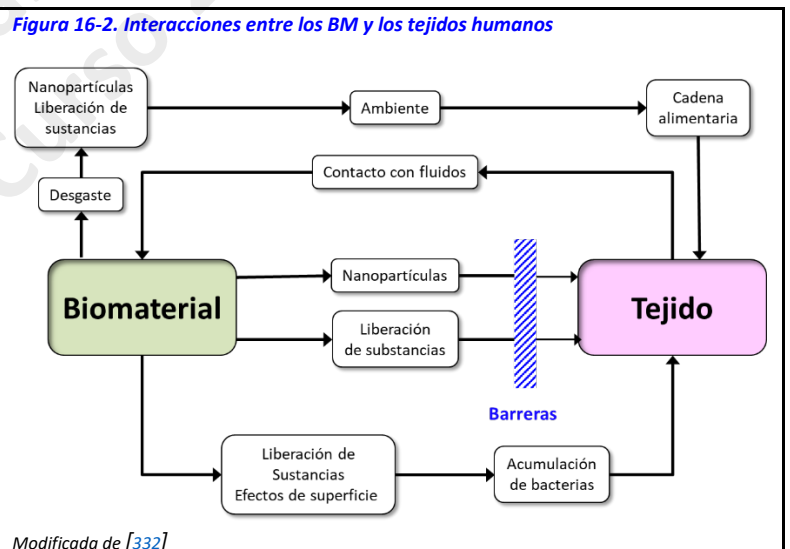
- Ruta o lugar de exposición
- Duración prevista de la exposición
- Peligros asociados potencialmente con la exposición
- Carácter de las sustancias liberadas (por disolución, lixiviación, desgaste, etc.)

#### 2 SEGURIDAD

Es la ausencia de riesgos inaceptables, entendiendo que no es posible la "ausencia total de riesgos"

#### 3 EFECTOS SECUNDARIOS

Efectos indeseados, característicos del material, además de los buscados



Modificada de [332]



### La biocompatibilidad

#### 4 TOXICIDAD

Capacidad de dañar un sistema biológico por medios químicos, por las sustancias liberadas por el BM[330]

##### A CITOTOXICIDAD

Cualidad de ser tóxico para las células

##### B INMUNOTOXICIDAD

Por efectos tóxicos en la estructura y/o función del sistema inmunitario, con consecuencias biológicas, o por causar incrementos o decrementos de su función celular [330].

#### 5 CARCINÓGENO

Da lugar a un incremento significativo del riesgo de cáncer cuando es administrada a cualquier dosis, por cualquier vía, durante cualquier tiempo a cualquier especie animal.

☞ La definición es tan amplia, que se ha dicho que si no se consigue producir cáncer con una sustancia determinada en alguna especie de animal de experimentación, es porque no se ha insistido suficientemente

#### 6 GENOTÓXICO

Reacciona químicamente con el ADN y altera el genoma por algún otro mecanismo, por ejemplo, produciendo errores en su...

- duplicación
- reparación
- combinación

#### 7 ALERGÉNICO

Del griego *Allos* αλλος (otro) *ergón* εργον (acción). Un alérgeno es una sustancia que puede inducir una reacción de hipersensibilidad (alérgica) en personas susceptibles, que han estado en contacto previamente con ella.

**Tabla 16-1. Efecto dosis respuesta**

LOEL	Lowest Observed Effect Level	menor concentración o cantidad de sustancia, determinada experimentalmente o por observación, que causa...	alguna alteración
LOAEL	Lowest Observed Adverse Effect Level		alguna alteración <b>adversa</b>
NOEL	No Observed Effect Level	mayor concentración o cantidad de sustancia, determinada experimentalmente o por observación, que NO causa...	ninguna alteración
NOAEL	No Observed Adverse Effect Level		ninguna alteración <b>adversa</b> detectable

Modificada de [332]

- Involucra el reconocimiento del alérgeno como sustancia ajena al organismo en el primer contacto
- En exposiciones posteriores, el sistema inmunitario reacciona a la exposición de forma excesiva, con la liberación de sustancias que alteran la homeostasis del organismo, lo que da lugar a los síntomas propios de la alergia.

#### 8 MUTAGENICIDAD

Capacidad de producir alteraciones del material genético celular (genes, cromosomas), por acción directa de sustancias o por alteraciones de los procesos celulares[330], que da lugar a una modificación permanente de la constitución hereditaria

#### 9 DOSIS

Dosis es, en este contexto, la cantidad de sustancia liberada por un BM. Pueden distinguirse (Tabla 16-1)



## B DETERMINACIÓN DE LA BIOCOPATIBILIDAD. TESTS

**Tabla 16-2. Determinación de la biocompatibilidad de nuevos materiales**

Período	Algunas pruebas	
<b>Inicial</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Citotoxicidad</li> <li>· Hemólisis</li> <li>· Test de Ames</li> <li>· Test de transformación celular (<i>Styles</i>)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Dominancia letal</li> <li>· DL<sub>50</sub> oral o intraperitoneal</li> <li>· Inhalación aguda</li> <li>· ....</li> </ul>
<b>Intermedio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Irritación mucosa</li> <li>· Toxicidad dérmica por exposición repetida</li> <li>· Implantación subcutánea (cobaya)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Implantación ósea (cobaya)</li> <li>· Sensibilidad (cobaya)</li> <li>· ....</li> </ul>
<b>Específico</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Irritación pulpar</li> <li>· Protección (recubrimiento) pulpar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Pruebas de material endodóntico</li> <li>· Ensayos clínicos</li> <li>· ....</li> </ul>

*Modificada de [332]*

**Tabla 16-3. Tipos generales de tests de determinación de la biocompatibilidad**

Nivel	Reacción			Otras
	Sistémica	Local	Alérgicas	
<b>In vitro</b>	Cultivos celulares		Cultivos celulares en desarrollo	Mutagenicidad
<b>Experimentación animal</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· LD50 (aguda, crónica)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Implantación o uso</li> <li>· Pulpa / dentina</li> <li>· Endodoncia</li> <li>· Implantación en mucosa, periápice, hueso</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Maximización</li> <li>· Ensayo nódulo linfático local</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Teratogenia</li> <li>· Genotoxicidad</li> </ul>
<b>Paciente</b>	Estudios clínicos			

*Modificada de [332]*

## C TIPOS DE ENSAYOS CLÍNICOS PARA EVALUAR EFECTOS TERAPÉUTICOS

Los ensayos clínicos son estudios prospectivos que comparan los efectos y valores de diferentes intervenciones en humanos, con controles [333]. El investigador controla los factores que contribuyen a la variabilidad, sesgos, tratamiento, evaluación y análisis [334]. Normalmente siguen a estudios preclínicos en animales y típicamente tienen varias fases [335]:

### I FASE 0

Fines exploratorios. A menudo se emplean solamente algunas dosis pequeñas de un medicamento nuevo en cada paciente, que suelen ser voluntarios sanos.

### II FASE I

Para establecer los efectos de una nueva droga en humanos, para determinar la dosis mayor que pueda darse de forma segura de un nuevo tratamiento sin causar efectos secundarios graves. Normalmente conducidos en pequeños grupos de sujetos saludables, especialmente para determinar posibles efectos tóxicos, absorción, distribución y metabolismo.

### III FASE II

Se evalúa la seguridad y eficacia en una población mayor de individuos que están relacionados con la enfermedad o condición. Si se determina en los estudios clínicos en fase I que el tratamiento es razonablemente seguro, entonces se puede someter a un estudio clínico en fase II para determinar si el tratamiento funciona.

### IV FASE III

Tercera y última fase de preaprobación. Se realiza en un grupo más grande de individuos relacionados con la enfermedad. Normalmente prueba la nueva droga en comparación con la terapia estándar que normalmente se usa para el evento de estudio.



### V FASE IV

Postaprobación, para...

- Comparar la droga en relación con otros productos existentes
- Explorar sus efectos en pacientes de la población general
- Cuantificar adicionalmente la presencia de otros posibles eventos adversos

### D LOS POSIBLES ESCENARIOS DE LOS ENSAYOS CLÍNICOS

Para comparar los resultados de dos intervenciones (Experimental (E) y control (C)), hay varios posibles escenarios:

- En las pruebas de **SUPERIORIDAD** se pretende comprobar si los resultados terapéuticos de E son superiores a los de C [336].
- En las pruebas de **EQUIVALENCIA** se quiere comprobar que un tratamiento E es similar a un control C [337].
- En las pruebas de **NO INFERIORIDAD** se quiere demostrar que el nuevo tratamiento E no es excesivamente inferior en resultados terapéuticos a C. Estos estudios tienen sentido cuando E tiene otras supuestas ventajas, como el menor precio, la mejor disponibilidad, los menores efectos secundarios, u otras [338].

## 17 ANEXOS

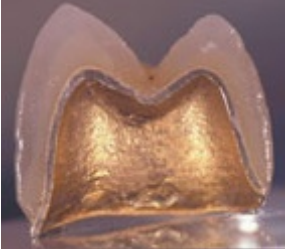




### A GLOSARIO

Este glosario se incluye para que los estudiantes tengan un conocimiento de algunos de los procedimientos y restauraciones más frecuentes que se utilizan en clínica pero que aún no han sido estudiados por ellos pues lo harán en asignaturas más avanzadas.

Sin embargo, un conocimiento básico es imprescindible para entender los requisitos de los BM que se utilizarán en ellos.

Concepto	Imagen	Definición
Cavidad		<p>Oquedad que se prepara (talla) en los dientes para ...</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ eliminar el tejido dentario enfermo (caries),</li> <li>○ asegurar la retención del material de obturación, y...</li> <li>○ asegurar la resistencia del material de obturación</li> </ul> <p>Diferentes clases, según la superficie(s) del diente afectada(s)</p>
Obturación	plástica 	Relleno de una cavidad mediante un material en estado plástico, que luego fragua, polimeriza o endurece.
	rígida Inlay 	Relleno de una cavidad mediante un material en estado rígido. La cavidad apenas alcanza la cara oclusal
	Onlay 	Relleno de una cavidad mediante un material que está en estado rígido. La cavidad alcanza la cara oclusal. La distinción con overlay es poco clara
	Overlay 	Relleno de una cavidad mediante un material en estado rígido. La cavidad sobrepasa la cara oclusal. Si abarca <u>toda</u> la corona clínica, se denomina corona o funda La distinción con onlay es poco clara
Cementar		Acción de fijar una prótesis (rígida) sobre uno o varios pilares -naturales o no- o muñones, mediante la interposición de un material fluido (cemento)
Fondo cavitario		Material que se apone o adhiere sobre el fondo de una cavidad profunda, con fines de protección pulpar o refuerzo. Será recubierto por otro material, que completará la obturación
Endodoncia		<p>Procedimiento durante el cual...</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▶ se accede al interior de la cavidad pulpar</li> <li>▶ se elimina el tejido pulpar mediante fresas, limas e irrigantes</li> <li>▶ se limpian y conforman los conductos</li> <li>▶ se obtura el interior de los conductos</li> </ul> <p>... para tratar la patología pulpar irreversible</p>

Concepto		Imagen	Definición
Poste/perno (post)			Aditamento con rigidez suficiente, que se cementará en un conducto radicular previamente tratado mediante una endodoncia. La parte que emerge del conducto servirá para anclar una restauración plástica, con el fin de obtener un muñón
Perno-muñón			Pieza colada -rígida- que se cementa en el conducto y resto de cámara pulpar de un diente endodonciado, y que auna perno y muñón
Muñón (core)			Reconstrucción de la corona clínica de un diente endodonciado, anclada (o no) en un poste intrarradicular
Prótesis parcial	Resina		Reposición de dientes, con base de resina, removable
	Esquelético (est <sup>o</sup> metálica)		Reposición de dientes, con base metálica y encías y dientes de resina. Con sujeciones a los dientes, en forma de ganchos, attaches, u otras. Removable
Prótesis completa	Removable		Reposición total de dientes, normalmente con base de resina, con o sin attaches.
	Sobre implantes		Reposición total de dientes, soportada normalmente sobre implantes.
	Fija Sobre dientes		Reposición fija de uno o más dientes, cementada normalmente sobre dos o más pilares (muñones). También denominada puente

Concepto		Imagen	Definición
Corona	Metal Porcelana		Corona (funda) con interior metálico y exterior cerámico, completo o no. Se cementará sobre un diente o un implante. Se conocen como prótesis de porcelana fundida sobre metal (PFM)
	Cerámica		Corona (funda) totalmente cerámica. Se cementará sobre un diente o un implante
	Metal		Coronas (fundas) exclusivamente metálicas. Se cementará sobre un diente o un implante.
Carilla		Láminas cerámicas que se adhieren en las caras vestibulares de dientes tallados.	
Implante		Pieza metálica (frecuentemente de Ti) usualmente con forma de tornillo, alojada en el hueso mediante cirugía. A su parte oclusal se fijará un pilar, que se asomará al exterior, y al que se fijará una prótesis o un attache.	



## B UNIDADES Y SÍMBOLOS

**Tabla 17-1. Unidades, y sus símbolos**

	Dimensión	Unidad	Abreviatura	Equivalencia	
Unidades del SI	Masa	kilogramo	kg		
	Longitud	metro	m		
	Tiempo	segundo	s		
	Intensidad luminosa	candela	cd		
Unidades derivadas	Fuerza	newton	N	$\text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2}$	$\frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{s}^2}$
	Estrés, presión	pascal	Pa	$\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2}$	$\frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2}$
	Trabajo	julio	J	$\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$	$\frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}^2}$
	Potencia	vatio	W	$\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-3}$	$\frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}^3}$
	Frecuencia	hercio	Hz	$\text{s}^{-1}$	
	Flujo luminoso	lumen	lm	cd sr <sup>46</sup>	
	Iluminancia, luminancia	lux	lx	$\text{cd sr} \cdot \text{m}^{-2}$	$\frac{\text{cd sr}}{\text{m}^2}$
	Dosis equivalente	sievert	SV	$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$	$\frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}$
	Volumen	litro	L		

Fuente: [57]

## C MÚLTIPLOS Y SUBMÚLTIPLOS

**Tabla 17-2. Múltiplos y submúltiplos**

Prefijo	Símb.	Factor (10E)	Factor
Tera-	T	12	1.000.000.000.000
Giga-	G	9	1.000.000.000
Mega-	M	6	1.000.000
Kilo-	K	3	1.000
Hecto-	h	2	100
Deca-	da	1	10
Deci-	d	-1	0.1
Centi-	c	-2	0.01
Mili-	m	-3	0.001
Micro-	μ	-6	0.000001
Nano-	n	-9	0.000000001
Pico-	p	-12	0.000000000001
Femto-	f	-15	0.000000000000001
Atto-	a	-18	0.000000000000000001

<sup>46</sup> En fotometría el término estereorradián (y el símbolo sr) se mantienen en la expresión de las unidades. Véase Estereorradián, en la pág. 7-58.

## D EQUIVALENCIAS

**Tabla 17-3. Equivalencias: masa y peso**

un...	equivale a....		
		g	N
gramo	g	1	0.0098
newton	N	101.97	1
1 Kg (1000 g) = 9.8N ≈			

**Tabla 17-4. Equivalencias: longitud**

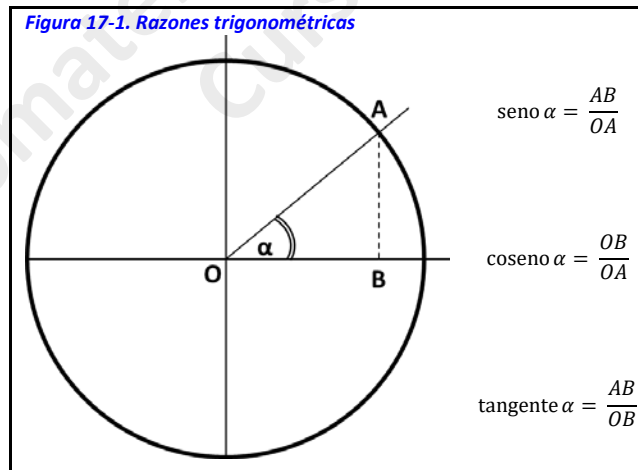
un...		Factor (E)	equivale a....			
			m	mm	μ	Å
metro	m	1	1	1.000	1.000.000	10.000.000.000
milímetro	mm	-3	0.001	1	1.000	10.000.000
micra	μ	-6	0.000001	0.001	1	10.000
ångstrom	Å	-10	0.0000000001	0.0000001	0.0001	1

**Tabla 17-5. Equivalencias: estrés (presión, tensión)**

Un...	equivale a....						
	Pa	MPa	kgf/m <sup>2</sup>	psi	atm	mm Hg	
Pascal	Pa	1	10 <sup>-6</sup>	0,10197	1,45 · 10 <sup>-4</sup>	9,87 · 10 <sup>-6</sup>	0,0075
Megapascal	MPa	10 <sup>6</sup>	1	101971.6	145,04	9.87	7.500,62

## E RAZONES TRIGONOMÉTRICAS

**Figura 17-1. Razones trigonométricas**



#### F TABLA PERIÓDICA DE LOS ELEMENTOS

## Tabla periódica de los elementos

grupo 1

periodo 1

2

3

4

5

6

7

1	2											13	14	15	16	17	18
1.00794 H Hidrogeno																	4.002602 He Helio
6.941 Li Litio	9.012182 Be Berilio											10.811 B Boro	12.0107 C Carbono	14.0067 N Nitrógeno	15.9994 O Oxígeno	18.9984032 F Fluor	20.1797 Ne Neón
22.989769 Na Sodio	24.3050 Mg Magnesio											26.9815385 Al Aluminio	28.0855 Si Silicio	30.973762 P Fosforo	32.065 S Azufre	35.453 Cl Cloro	39.948 Ar Argón
39.0983 K Potasio	40.078 Ca Calcio	44.955912 Sc Escandio	47.867 Ti Titanio	50.9415 V Vanadio	51.9962 Cr Cromo	54.938045 Mn Manganeso	55.845 Fe Hierro	58.933207 Co Cobalto	58.933207 Ni Níquel	63.546 Cu Cobre	65.38 Zn Zinc	69.723 Ga Galio	72.64 Ge Germanio	74.921603 As Arsénico	78.96 Se Selenio	79.904 Br Bromo	83.798 Kr Kriptón
85.4678 Rb Rubidio	87.62 Sr Estroncio	88.90585 Y Itrio	91.224 Zr Zirconio	92.90638 Nb Niobio	95.96 Mo Molibdeno	98 Tc Tecnecio	101.07 Ru Rutenio	102.9055 Rh Rodio	106.42 Pd Paladio	107.8682 Ag Plata	112.414 Cd Cadmio	114.818 In Indio	118.710 Sn Estaño	121.760 Sb Antimonio	127.60 Te Telurio	126.90535 I Yodo	131.29 Xe Xenón
132.90545 Cs Cesio	137.327 Ba Bario	140.9076 Lu Lutecio	174.96681 Hf Hafnio	180.94788 Ta Tantalio	182.84 W Wolframio	186.207 Re Renio	190.22 Os Osmio	192.2247 Ir Iridio	195.084 Pt Platino	196.96657 Au Oro	200.59 Hg Mercurio	204.3823 Tl Talio	207.2 Pb Plomo	208.9804 Bi Bismuto	(210) Po Polonio	(210) At Astatino	(220) Rn Radón
(223) Fr Francio	(226) Ra Radio	(261) Lr Lawrencio	(261) Rf Rutherfordio	(262) Db Dubnio	(264) Sg Seaborgio	(264) Bh Bohrio	(277) Hs Hassium	(285) Mt Meitnerio	(271) Ds Darmstadtio	(272) Rg Roentgenio	(285) Cn Copernicio	(284) Nh Nihonio	(285) Fl Flerovio	(288) Mc Moscovio	(292) Lv Livermorio	(294) Ts Teneso	(294) Og Oganesson

masa atómica  
o número másico del  
isótopo más estable

1.ª energía de ionización  
en kJ/mol

simbolo quimico

nombre

configuración electronica

número atómico

electronegatividad

estados de oxidación  
más comunes están en negrita

metales alcalinos

alcalinotérreos

otros metales

metales de transición

lantánidos

actinidos

metaloideos

no metales

halógenos

gases nobles

elementos desconocidos  
masas de elementos  
radiactivos entre  
paréntesis

**Bloques de configuración electrónica**

**Notas**

- 1 kJ/mol = 96.485 eV.
- Todos los elementos tienen un estado de oxidación implícito cero.
- Los estados de oxidación de los elementos 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117 y 118 son predicciones.
- Las configuraciones electrónicas de los elementos 109, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117 y 118 son predicciones.

Original file: [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Periodic\\_table\\_large-es.svg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Periodic_table_large-es.svg)



## 18 REFERENCIAS

- [1] Darvell BW. **Materials science for dentistry**. 9 ed. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009
- [2] Chen PY, Lin AYM, Lin YS, Seki Y, Stokes AG, Peyras J, Olevsky EA, Meyers MA y McKittrick J. *Structure and mechanical properties of selected biological materials*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2008;1:208-26. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.02.003>
- [3] Meyers MA y Chawla KK. **Mechanical Behavior of Materials**. 2 ed: Cambridge University Press; 2008
- [4] O'Brien FJ. *Biomaterials & scaffolds for tissue engineering*. **Materials Today**. 2011;14:88-95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)
- [5] Park J y Lakes RS. **Biomaterials. An introduction**. 3 ed: Springer; 2007
- [6] Duran-Pinedo AE y Frias-Lopez J. *Beyond microbial community composition: functional activities of the oral microbiome in health and disease*. **Microbes and Infection**. 2015;17:505-16. <https://doi.org/10.1016/j.micinf.2015.03.014>
- [7] Lin NJ. *Biofilm over teeth and restorations: What do we need to know?* **Dental Materials**. 2017;33:667-80. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.003>
- [8] Zhao A, Sun J y Liu Y. *Understanding bacterial biofilms: From definition to treatment strategies*. **Frontiers in cellular and infection microbiology**. 2023;13:1137947. <http://dx.doi.org/10.3389/fcimb.2023.1137947>
- [9] **Material-Tissue Interfacial Phenomena** 1st ed: Woodhead Publishing; 2017
- [10] Choi JE, Waddell JN, Lyons KM y Kieser JA. *Intraoral pH and temperature during sleep with and without mouth breathing*. **Journal of Oral Rehabilitation**. 2016;43:356-63. <https://doi.org/10.1111/joor.12372>
- [11] Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J, Kleczewska J y Bociog K. *Ageing of Dental Composites Based on Methacrylate Resins - A Critical Review of the Causes and Method of Assessment*. **Polymers**. 2020;12:882. <http://dx.doi.org/10.3390/polym12040882>
- [12] Watanabe K, Tanaka T, Shigemi T, Saeki K, Fujita Y, Morikawa K, Nakashima H, Takahashi S, Watanabe S y Maki K. *Al and Fe levels in mixed saliva of children related to elution behavior from teeth and restorations*. **Journal of Trace Elements in Medicine and Biology**. 2011;25:143-8. <https://doi.org/10.1016/j.jtemb.2011.05.003>
- [13] Dawes C y Wong DTW. *Role of Saliva and Salivary Diagnostics in the Advancement of Oral Health*. **Journal of Dental Research**. 2019;98:133-41. <https://doi.org/10.1177/0022034518816961>
- [14] Pappa E, Kousvelari E y Vastardis H. *Saliva in the "Omics" era: a promising tool in Paediatrics*. **Oral Diseases**. 2019;25:16-25. <https://doi.org/10.1111/odi.12886>
- [15] Warshawsky H. *Enamel crystal shape: history of an idea*. **Advances in Dental Research**. 1987;1:322-9.
- [16] Proctor GB. *The physiology of salivary secretion*. **Periodontology** 2000. 2016;70:11-25. <https://doi.org/10.1111/prd.12116>
- [17] Zhang Y-R, Du W, Zhou X-D y Yu H-Y. *Review of research on the mechanical properties of the human tooth*. **International Journal of Oral Science**. 2014;6:61-9. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>
- [18] Nanci A. **Ten Cate's Oral Histology. Development, structure and function**. 9 ed. St Luis, Ms: Elsevier; 2018
- [19] Koenigswald WV y Clemens WA. *Levels of complexity in the microstructure of mammalian enamel and their application in studies of systematics*. **Scanning Microscopy**. 1992;6:195-218.
- [20] Bar-On B y Daniel Wagner H. *Enamel and dentin as multi-scale bio-composites*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2012;12:174-83. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.03.007>
- [21] Wilmers J y Bargmann S. *Nature's design solutions in dental enamel: Uniting high strength and extreme damage resistance*. **Acta Biomaterialia**. 2020;107:1-24. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.02.019>
- [22] Simmelink JW, Nygaard VK y Scott DB. *Theory for the sequence of human and rat enamel dissolution by acid and by EDTA: A correlated scanning and transmission electron microscope study*. **Archives of Oral Biology**. 1974;19:183-97. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(74\)90213-1](https://doi.org/10.1016/0003-9969(74)90213-1)
- [23] Beniash E, Stifler CA, Sun C-Y, Jung GS, Qin Z, Buehler MJ y Gilbert PUPA. *The hidden structure of human enamel*. **Nature Communications**. 2019;10:4383. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-12185-7>
- [24] Sui T, Lunt AJG, Baimpas N, Sandholzer MA, Hu J, Dolbnya IP, Landini G y Korsunsky AM. *Hierarchical modelling of in situ elastic deformation of human enamel based on photoelastic and diffraction analysis of stresses and strains*. **Acta Biomaterialia**. 2014;10:343-54. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.09.043>
- [25] Risnes S y Li C. *On the method of revealing enamel structure by acid etching. Aspects of optimization and interpretation*. **Microscopy Research and Technique**. 2019;82:1668-80. <https://doi.org/10.1002/jemt.23333>
- [26] Carvalho TS y Lussi A. *Age-related morphological, histological and functional changes in teeth*. **Journal of Oral Rehabilitation**. 2017;44:291-8. <https://doi.org/10.1111/joor.12474>
- [27] Lee Y-K y Yu B. *Measurement of opalescence of tooth enamel*. **Journal of Dentistry**. 2007;35:690-4.
- [28] Shimomura N, Tanaka R, Shibata Y, Zhang Z, Li Q, Zhou J, Wurihan, Tobe T, Ikeda S, Yoshikawa K, Shimada Y y Miyazaki T. *Exceptional contact elasticity of human enamel in nanoindentation test*. **Dental Materials**. 2019;35:87-97. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.005>
- [29] Xiao H, Lei L, Peng J, Yang D, Zeng Q, Zheng J y Zhou Z. *Research of the role of microstructure in the wear mechanism of canine and bovine enamel*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2019;92:33-9. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.12.036>
- [30] Pro JW y Barthelat F. *Discrete element models of tooth enamel, a complex three-dimensional biological composite*. **Acta Biomaterialia**. 2019;94:536-52. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.04.058>
- [31] Carreon AH y Funkenbusch PD. *Nanoscale properties and deformation of human enamel and dentin*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2019;97:74-84. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.009>
- [32] Yilmaz ED y Schneider GA. *Mechanical behavior of enamel rods under micro-compression*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2016;63:183-94. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.06.017>
- [33] Yoon YJ, Kim I-H y Han S-Y. *The reason why a sheath exists in enamel*. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**. 2015;16:807-11. <https://doi.org/10.1007/s12541-015-0106-1>
- [34] da Rosa WLO, Piva E y Silva AF. *Disclosing the physiology of dental pulp for vital pulp therapy*. **International Endodontic Journal**. 2018;51:829-46. <https://doi.org/10.1111/iej.12906>
- [35] Wang J y Feng JQ. *Signaling Pathways Critical for Tooth Root Formation*. **Journal of Dental Research**. 2017;96:1221-8. <https://doi.org/10.1177/0022034517717478>
- [36] Li F-C y Kishen A. *Deciphering dentin tissue biomechanics using digital moiré interferometry: A narrative review*. **Optics and Lasers in Engineering**. 2018;107:273-80. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2018.03.032>
- [37] Montoya C, Arango-Santander S, Peláez-Vargas A, Arola D y Ossa EA. *Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin*. **Archives of Oral Biology**. 2015;60:1811-20. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2015.10.002>
- [38] Bertassoni LE, Orgel JPR, Antipova O y Swain MV. *The dentin organic matrix - limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale*. **Acta Biomaterialia**. 2012;8:2419-33. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.02.022>
- [39] Bertassoni LE, Stankoska K y Swain MV. *Insights into the structure and composition of the peritubular dentin organic matrix and the lamina limitans*. **Micron**. 2012;43:229-36. <https://doi.org/10.1016/j.micron.2011.08.003>
- [40] Landis WJ, Hodgens KJ, Song MJ, Arena J, Kiyonaga S, Marko M, Owen C y McEwen BF. *Mineralization of Collagen May Occur on Fibril Surfaces: Evidence from Conventional and High-Voltage Electron Microscopy and Three-Dimensional Imaging*. **Journal of Structural Biology**. 1996;117:24-35. <https://doi.org/10.1006/jsbi.1996.0066>
- [41] Huang L, Zhang X, Shao J, Zhou Z, Chen Y y Hu X. *Nanoscale chemical and mechanical heterogeneity of human dentin characterized by AFM-IR and bimodal AFM*. **Journal of Advanced Research**. 2020;22:163-71. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2019.12.004>
- [42] Li Y, Ikeda H y Suda H. *Determination of the functional space for fluid movement in the rat dentinal tubules using fluorescent microsphere*. **Archives of Oral Biology**. 2013;58:780-7. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2013.01.007>
- [43] Kim S-Y, Ferracane J, Kim H-Y y Lee I-B. *Real-time measurement of dentinal fluid flow during amalgam and composite restoration*. **Journal of Dentistry**. 2010;38:343-51. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.12.008>
- [44] Vongsavan N y Matthews B. *The relationship between the discharge of intradental nerves and the rate of fluid flow through dentine in the cat*. **Archives of Oral Biology**. 2007;52:640-7.
- [45] Gelse K, Pöschl E y Aigner T. *Collagens—structure, function, and biosynthesis*. **Advanced Drug Delivery Reviews**. 2003;55:1531-46. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2003.08.002>
- [46] Perdigão J. *Dentin bonding as a function of dentin structure*. **Dental Clinics of North America**. 2002;46:277-301.



### Referencias

- [47] Bodier-Houllé P, Steuer P, Meyer JM, Bigeard L y Cuisinier FJG. *High-resolution electron-microscopic study of the relationship between human enamel and dentin crystals at the dentinoenamel junction*. *Cell and Tissue Research*. 2000;301:389-95.
- [48] Bakhsh TA. *Ultrastructural features of dentinoenamel junction revealed by focused gallium ion beam milling*. *Journal of Microscopy*. 2016;264:14-21. <https://doi.org/10.1111/jmi.12410>
- [49] Misra A, Marangos O y Spencer P. **11 - Dentinoenamel junction: Motif for interfacial mechanics of dissimilar materials**. *Material-Tissue Interfacial Phenomena*: Woodhead Publishing; 2017. p. 267-83
- [50] Ren LM, Wang WX, Takao Y y Chen ZX. *Effects of cementum-dentine junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure*. *Journal of Dentistry*. 2010;38:882-91. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.013>
- [51] Srivicharnkul P, Kharbanda OP, Swain MV, Petocz P y Darendeliler MA. *Physical properties of root cementum: Part 3. Hardness and elastic modulus after application of light and heavy forces*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;127:168-76. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.12.021>
- [52] Ortún-Terrazas J, Cegoñino J, Santana-Penín U, Santana-Mora U y Pérez del Palomar A. *Approach towards the porous fibrous structure of the periodontal ligament using micro-computerized tomography and finite element analysis*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;79:135-49. <https://doi.org/10.1016/j.jmbmm.2017.12.022>
- [53] Bergomi M, Cugnoni J, Botsis J, Belsler UC y Anselm Wiskott HW. *The role of the fluid phase in the viscous response of bovine periodontal ligament*. *Journal of Biomechanics*. 2010;43:1146-52. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.020>
- [54] Whitten KW, Davis RE, Peck L y Stanley GG. **General chemistry**. 8 ed: Cengage/Brooks/Cole; 2004
- [55] Braga RR, Denry IL, Ferracane JL, Khajotia SS, Mahler DB, Marshall GW, Marshall SJ, Mitchell JC, Mitra SB, Muenchinger KL, Pfeifer CS, Powers JM y Sakaguchi RL. **Craig's restorative dental materials**. 13 ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012
- [56] Rösler J, Harders H y Bäker M. **Mechanical Behaviour of Engineering Materials. Metals, Ceramics, Polymers, and Composites**. 1 ed: Springer; 2007
- [57] Bureau International de Poids et Mesures. **The International System of Units (SI)**. Bureau International de Poids et Mesures; 2019
- [58] Mott R y Untener JA. **Applied strength of materials. SI units version**. 6 ed. Boca Raton, FL: Taylor & Francis; 2018
- [59] **La ciencia de los materiales**. Universidad Centroamericana; 2011
- [60] Shibuta Y, Sakane S, Miyoshi E, Okita S, Takaki T y Ohno M. *Heterogeneity in homogeneous nucleation from billion-atom molecular dynamics simulation of solidification of pure metal*. *Nature Communications*. 2017;8:10. <https://doi.org/10.1038/s41467-017-00017-5>
- [61] Wikipedia. **Fracture**. Wikipedia; 2020
- [62] **Fracture toughness**. Online tutorials. UNSW Sydney: School of Materials Science and Engineering. Faculty of Science; 2020
- [63] Facultad de Ingeniería Aeronáutica. **Conceptos básicos de mecánica de las fracturas**. Universidad Nacional de la Plata; 2020
- [64] Pinea A, Benzerga AA y Pardo T. *Failure of metals I: Brittle and ductile fracture*. *Acta Materialia*. 2016;107:424-83. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2015.12.034>
- [65] Zhu X-K y Joyce JA. *Review of fracture toughness (G, K, J, CTOD, CTOA) testing and standardization*. *Engineering Fracture Mechanics*. 2012;85:1-46. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2012.02.001>
- [66] Wikipedia. **Fracture mechanics**. Wikipedia; 2020
- [67] Ratner BD, Hoffman A, Schoen FJ y Lemons JE. **Biomaterials Science. An introduction to materials in medicine**. 2 ed. San Diego, CA: Elsevier Academic Press; 2004
- [68] Wikipedia. **Melting**. 2020
- [69] Wikipedia. **Evaporation**. 2020
- [70] Lindström SB. **Lectures on engineering mechanics : statics and dynamics**. Linköping: Lindström, Stefan; 2019
- [71] Merdji A, Mootanah R, Bachir Bouaidra BA, Benaissa A, Aminallah L, Ould Chikh EB y Mukdadi S. *Stress analysis in single molar tooth*. *Materials Science and Engineering: C*. 2013;33:691-8. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2012.10.020>
- [72] Havner KS. *On the onset of necking in the tensile test*. *International Journal of Plasticity*. 2004;20:965-78. <https://doi.org/10.1016/j.iplplas.2003.05.004>
- [73] Black J y Kohser RA. **DeGarmo's Materials and processes in manufacturing**. 11 ed: John Wiley - Sons, Inc.; 2012
- [74] Mohd Jani J, Leary M, Subic A y Gibson MA. *A review of shape memory alloy research, applications and opportunities*. *Materials & Design*. 2014;56:1078-113. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.084>
- [75] **Tensile Properties**. Materials/Processes: NDT Resource center; 2020
- [76] Gedeon M. **Elastic resilience**. Materion: Brush Wellman; 2010
- [77] Halliday D, Resnick R y Walker J. **Fundamentals of Physics**. 10 ed: John Wiley & sons; 2014
- [78] Wikipedia. **Isotropy**. 2020
- [79] Wikipedia. **Leaching**. 2020
- [80] Baldan A. *Adhesion phenomena in bonded joints*. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2012;38:95-116. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2012.04.007>
- [81] Wikipedia. **Solubility**. Wikipedia; 2020
- [82] Wikipedia. **Granulometría**. 2020
- [83] Wikipedia. **Hardness**. Wikipedia; 2020
- [84] Wikipedia. **Sorption**. Wikipedia; 2020
- [85] Ramalho A y Antunes PV. *Reciprocating wear test of dental composites: effect on the antagonist*. *Wear*. 2005;259:1005-11. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2005.02.067>
- [86] Neupane R y Farhat Z. *Wear Mechanisms of Nitinol under Reciprocating Sliding Contact*. *Wear*. 2014;315:25-30. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2014.02.018>
- [87] Zou L, Cherukara G, Hao P, Seymour K y Samarawickrama DYD. *Geometrics of tooth wear*. *Wear*. 2009;266:605-8. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2008.04.062>
- [88] Sajewicz E. *On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials*. *Wear*. 2006;260:1256-61. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2005.08.010>
- [89] Artioli Y. **Adsorption**. In: Jørgensen SE y Fath BD, editors. *Encyclopedia of Ecology*. Oxford: Academic Press; 2008. p. 60-5
- [90] Wikipedia. **Adsorption**. Wikipedia; 2020
- [91] Wikipedia. **Surface energy**. Wikipedia; 2020
- [92] Wikipedia. **Surface tension**. Wikipedia; 2020
- [93] Abraham M, Claudio DV, Stefano S, Alidad A y W. DJ. *Contact angles and wettability: towards common and accurate terminology*. *Surface Innovations*. 2017;5:3-8. <http://dx.doi.org/10.1680/jsuin.17.00002>
- [94] Wong T-S, Sun T, Feng L y Aizenberg J. *Interfacial materials with special wettability*. *MRS Bulletin*. 2013;38:366-71. <https://doi.org/10.1557/mrs.2013.99>
- [95] Wikipedia. **Wetting**. Wikipedia; 2020
- [96] Wikipedia. **Jurin's law**. Wikipedia; 2020
- [97] Chaudhury M y Pocius AV. **Surfaces, Chemistry and Applications**. Amsterdam: Elsevier Science B.V.; 2002. <https://doi.org/10.1016/B978-044451140-9/50027-5>
- [98] Wikipedia. **Color**. Wikipedia; 2020
- [99] Tyagi V. **Content-Based Image Retrieval**. Singapore: Springer; 2017. <https://doi.org/10.1007/978-981-10-6759-4>
- [100] Morell JC y Martínez LM. **El cerebro ilusionista: La neurociencia detrás de la magia**: RBA; 2020
- [101] Briggs D. **The dimensions of color**.
- [102] **CIE: Commission Internationale de l'Eclairage**. Austria: CIE Central Bureau;
- [103] Joiner A y Luo W. *Tooth colour and whiteness: A review*. *Journal of Dentistry*. 2017;67:S3-S10. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.09.006>
- [104] Kuehni RG. *The early development of the Munsell system*. *Color Research & Application*. 2002;27:20-7. <https://doi.org/10.1002/col.10002>
- [105] Munsell AH. **A color notation. A measured color system, based on the three qualities Hue, Value and Chroma** Universidad de Harvard; 1905
- [106] Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M y Savadhariya T. *Basics of Color in Dentistry: A Review*. *Journal of Dental and Medical Sciences*. 2014;13:78-85.
- [107] Wikipedia. **Color temperature**. Wikipedia; 2020
- [108] Wikipedia. **Metamerism**. Wikipedia; 2020
- [109] Lee YK. *Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications*. *Journal of Biomedical Optics*. 2015;20:040901.
- [110] Lee Y-K. *Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance*. *Journal of Biomedical Optics*. 2015;20:045002. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.20.4.045002>
- [111] Aina AL, Gonzalo Fonrodona I, Melle Hernández S, Navarrete Fernández MC, Sánchez Brea LM y Canabal Boutoureira H. **Imágenes de fenómenos ópticos cotidianos como apoyo a la docencia en óptica**. Proyecto de innovación y mejora de la calidad docente 2008 nº 35. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2008
- [112] Wikipedia. **Reflexión difusa**. Wikipedia; 2020
- [113] Onuchukwu C y A E. **Fundamentals of geometric and physical optics for undergraduates**: UR Excellency Prints; 2015
- [114] Wikipedia. **Polarization**. Wikipedia; 2020



### Referencias

- [115] Physicsoopenlab.org. **Electromagnetic waves polarization**. Physicsoopenlab.org.; 2020
- [116] Martin Blas T y Serrano Fernández A. **Primer principio de la termodinámica**. Termodinámica: Universidad Politécnica de Madrid; 2020
- [117] Valenzuela D. **Transferencia de calor**. Fisic2020
- [118] Wikipedia. **Thermal expansion**. Wikipedia; 2020
- [119] Bayne SC y Thompson JY. **Biomaterials**. In: Heyman HO, Swift EJ y Ritter AV, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 6 ed. St Louis, MS: Elsevier Mosby; 2013
- [120] Wikipedia. **Redox**. Wikipedia; 2020
- [121] Kopeliovich D. **Ceramics**. In: Kopeliovich D, editor. *SubsTech*
- [122] NDT Resource Center. **Materials and processes**. Iowa State University; 2020
- [123] Levingstone TJ. **Ceramics for Medical Applications**. In: Looney L, editor. *Graduate level resources in materials engineering*. Ireland: Dublin City University; 2008
- [124] Shenoy A y Shenoy N. **Dental ceramics: An update**. *Journal of Conservative Dentistry*. 2010;13:195-203. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73379>
- [125] **Polymer science learning center**. 2020
- [126] Polymer Properties Database. **Polyaryletherketones (PAEKs)**. Polymer Properties Database
- [127] Wikipedia. **Polyaryletherketone**. 2020
- [128] Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N y Gedela S. **The Role of Polyether Ether Ketone (PEEK) in Dentistry - A Review**. *Journal of Medicine and Life*. 2019;12:5-9. <https://doi.org/10.25122/JML-2019-0003>
- [129] Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z y Siddiqui F. **Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics**. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60:12-9. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>
- [130] Klee JE, Renn C y Elsnor O. **Development of novel polymer technology for a new class of restorative dental materials**. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2020;22:35-45. <https://doi.org/10.3290/J.JAD.A43995>
- [131] Axinte E. **Glasses as engineering materials: A review**. *Materials & Design*. 2011;32:1717-32. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.11.057>
- [132] Krause D. **Glasses**. *Springer Handbook of Condensed Matter and Materials Data2005*. p. 523-72
- [133] Ebnesajjad S. **Introduction to Plastics**. In: Baur E, Ruhrberg K y Woishnis W, editors. *Chemical Resistance of Engineering Thermoplastics*: William Andrew Publishing; 2016. p. xiii-xxv
- [134] Petrucci A. **General Chemistry**: Open Education Resources. Libre Texts Project; 2016
- [135] Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG y Price RBT. **Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review**. *Brazilian Oral Research*. 2017;31:e61. <http://dx.doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>
- [136] Yagci Y, Jockusch S y Turro NJ. **Photoinitiated Polymerization: Advances, Challenges, and Opportunities**. *Macromolecules*. 2010;43:6245-60. <https://doi.org/10.1021/MA1007545>
- [137] Santini A, Gallegos IT y Felix CM. **Photoinitiators in dentistry: a review**. *Primary dental journal*. 2013;2:30-3.
- [138] Kirkpatrick SJ. **A primer on radiometry**. *Dental Materials*. 2005;21:21-6.
- [139] Wikipedia. **Estereoradián**. Wikipedia; 2020
- [140] Clark J. **The Beer-Lambert Law**. LibreText Libraries; 2020
- [141] Tarle Z y Par M. **5 Degree of Conversion**. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 63-85
- [142] Schneider LFJ, Cavalcante LM y Silikas N. **Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review**. *Journal of Dental Biomechanics*. 2010;2010:131630. <https://doi.org/10.4061/2010/131630>
- [143] Gonçalves F, Pfeifer CCS, Stansbury JW, Newman SM y Braga RR. **Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites**. *Dental Materials*. 2010;26:697-703. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.014>
- [144] Gonçalves F, Azevedo CLN, Ferracane JL y Braga RR. **BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress**. *Dental Materials*. 2011;27:520-6. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.01.007>
- [145] Schneider LFJ, Consani S, Sakaguchi RL y Ferracane JL. **Alternative photoinitiator system reduces the rate of stress development without compromising the final properties of the dental composite**. *Dental Materials*. 2009;25:566-72. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.007>
- [146] Boaro LCC, Meira JBC, Ballester RY y Braga RR. **Influence of specimen dimensions and their derivatives (C-factor and volume) on polymerization stress determined in a high compliance testing system**. *Dental Materials*. 2013;29:1034-9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.07.011>
- [147] Braga RR, Koplín C, Yamamoto T, Tyler K, Ferracane JL y Swain MV. **Composite polymerization stress as a function of specimen configuration assessed by crack analysis and finite element analysis**. *Dental Materials*. 2013;29:1026-33. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.07.012>
- [148] Mondelli RFL, Velo MMdAC, Gonçalves RS, Tostes BO, Ishikiriyama SK y Bombonatti JF. **Influence of composite resins volume and C-factor on the shrinkage polymerization stress**. *Brazilian Dental Science*. 2016;19:72-81. <https://doi.org/10.14295/BDS.2016.v19i2.1257>
- [149] Watts DC y Satterthwaite JD. **Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass**. *Dental Materials*. 2008;24:1-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.08.007>
- [150] Feilzer AJ, de Gee AJ y Davidson CL. **Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration**. *Journal of Dental Research*. 1987;66:1636-9. <https://doi.org/10.1177/00220345870660110601>
- [151] Boaro LCC, Brandt WC, Meira JBC, Rodrigues FP, Palin WM y Braga RR. **Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-factor, volume and substrate stiffness**. *Journal of Dentistry*. 2014;42:140-8. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.016>
- [152] Min S-H, Ferracane J y Lee I-B. **Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage**. *Dental Materials*. 2010;26:1024-33. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.07.002>
- [153] Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R y Douglas WH. **Tooth deformation patterns in molars after composite restoration**. *Dental Materials*. 2004;20:535-42.
- [154] Boaro LCC, Fróes-Salgado NR, Gajewski VES, Bicalho AA, Valdivia ADCM, Soares CJ, Júnior WGM y Braga RR. **Correlation between polymerization stress and interfacial integrity of composites restorations assessed by different in vitro tests**. *Dental Materials*. 2014;30:984-92. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.011>
- [155] Feng L, Suh BI y Shortall AC. **Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface**. *Dental Materials*. 2010;26:719-29. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.004>
- [156] Davidson CL, de Gee AJ y Feilzer A. **The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress**. *Journal of Dental Research*. 1984;63:1396-9.
- [157] Braga RR, Ferracane JL y Condon JR. **Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays**. *Journal of Dentistry*. 2002;30:333-40. [http://dx.doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00047-7](http://dx.doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00047-7)
- [158] Sakaguchi RL, Wiltbank BD y Murchison CF. **Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance**. *Dental Materials*. 2004;20:402-7.
- [159] Rath DN, Palamara JEA y Messer HH. **Temperature change, dentinal fluid flow and cuspal displacement during resin composite restoration**. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34:693-701. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01764.x>
- [160] Dimiou AM, Michalakis K y Pissiotis A. **Influence of thickness increase of intraoral autopolymerizing hard denture base liners on the temperature rise during the polymerization process**. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111:512-20. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.021>
- [161] Leprince J, Lamblin G, Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Mestdagh M y Leloup G. **Kinetic study of free radicals trapped in dental resins stored in different environments**. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:2518-24. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.04.034>
- [162] Gupta SK, Saxena P, Pant VA y Pant AB. **Release and toxicity of dental resin composite**. *Toxicology international*. 2012;19:225-34. <https://doi.org/10.4103/0971-6580.103652>
- [163] Said F, Moeen F, Khan MT, Mansoor A, Uzbek UH, Alam MK y Siddiqi AA. **Cytotoxicity, Morphology and Chemical Composition of Two Luting Cements: An In Vitro Study**. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*. 2020;20. <https://doi.org/10.1590/pboci.2020.041>
- [164] Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ y Vallittu PK. **Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength**. *European Journal of Oral Sciences*. 2015;123:53-60. <https://doi.org/10.1111/eos.12167>
- [165] Robin JB, Durand JC, Derely L, Jacquot B, Cuisinier F y Robin J-J. **Observation of oxygen-inhibited layer of organic dental resin by confocal Raman-microscopy**. 2012;12:047. <https://doi.org/10.1515/EPOLY.2012.12.1.549>
- [166] Goncalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL y Braga RR. **Contraction Stress Determinants in Dimethacrylate Composites**. *Journal of Dental Research*. 2008;87:367-71.
- [167] Hofmann N, Papsthart G, Hugo B y Klaiher B. **Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural**



### Referencias

- strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28:1022-8. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00809.x>
- [168] Deevi SC y Zhang WJ. **Intermetallics: Applications**. In: Buschow KHJ, Cahn RW, Flemings MC, Ilshchner B, Kramer EJ, Mahajan S, et al., editors. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*. Oxford: Elsevier; 2001. p. 4165-73
- [169] Furukawa S y Komatsu T. *Intermetallic Compounds: Promising Inorganic Materials for Well-Structured and Electronically Modified Reaction Environments for Efficient Catalysis*. *ACS Catalysis*. 2017;7:735-65. <https://doi.org/10.1021/acsatal.6b02603>
- [170] Baker H. **Introduction to Alloy Phase Diagrams**. ASM International; 1992
- [171] Wikipedia. **Eutectic system**. 2020
- [172] Wikipedia. **Creep**. Wikipedia; 2020
- [173] Griffith AA. *The phenomena of rupture and flow in solids*. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London**. 1920;221:163-98.
- [174] Wikipedia. **Stress intensity factor**. Wikipedia; 2020
- [175] Roylance D. **Mechanical properties of materials**: Massachusetts Institute of Technology; 2008
- [176] Li W, Liaw PK y Gao Y. *Fracture resistance of high entropy alloys: A review*. **Intermetallics**. 2018;99:69-83. <https://doi.org/10.1016/j.intermet.2018.05.013>
- [177] Niżankowski C y Kowalczyk M. *Comparative Analysis of Machinability of Nitinol Alloy Using Weighted Radar Diagram*. **Management and Production Engineering Review**. 2017. <https://doi.org/10.1515/MPER-2017-0038>
- [178] Wikipedia. **Quenching**. Wikipedia; 2020
- [179] Lai A, Du Z, Gan CL y Schuh CA. *Shape Memory and Superelastic Ceramics at Small Scales*. **Science**. 2013;341:1505-8. <https://doi.org/10.1126/science.1239745>
- [180] Wikipedia. **Wear**. Wikipedia; 2020
- [181] Kato K. *Classification of wear mechanisms/models*. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology**. 2002;216:349-55. <https://doi.org/10.1243/135065002762355280>
- [182] Heintze SD, Reichl F-X y Hickel R. *Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods — A review*. **Dental Materials Journal**. 2019;38:343-53. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-140>
- [183] Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G y Rosentritt M. *Two-body wear of dental restorative materials*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2011;4:237-44. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.06.001>
- [184] Schijve J. **Fatigue of structures and materials**. 2 ed: Springer; 2009
- [185] Wikipedia. **Fatigue**. Wikipedia; 2020
- [186] Popov BN. **Corrosion engineering. Principles and solved problems**: Elsevier; 2015
- [187] Wikipedia. **Stress corrosion cracking**. Wikipedia; 2020
- [188] Wikipedia. **Crazing**. Wikipedia; 2020
- [189] Comyn J. **Adhesion science**: The Royal Society of Chemistry; 1997
- [190] Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U y Migliau G. *Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type*. **Annali di stomatologia**. 2017;8:1-17. <https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001>
- [191] Bhat V, Shenoy K y Premkumar P. *Magnets in dentistry*. **Archives of Medicine and Health Sciences**. 2013;1:73-9. <https://doi.org/10.4103/2321-4848.113587>
- [192] Singh D, Jain U y Prakash A. *Magnets In Orthodontics*. **Journal of Applied Dental and Medical Sciences**. 2016;2:128-34. <http://dx.doi.org/10.3390/jfb7030016>
- [193] Riley MA, Walmsley AD y Harris IR. *Magnets in prosthetic dentistry*. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2001;86:137-42. <https://doi.org/10.1067/mpd.2001.115533>
- [194] Perveen A, Molardi C y Fornaini C. *Applications of Laser Welding in Dentistry: A State-of-the-Art Review*. **Micromachines**. 2018;9:209. <https://doi.org/10.3390/mi9050209>
- [195] Attanasi G, Auricchio F y Urbano M. *Theoretical and Experimental Investigation on SMA Superelastic Springs*. **Journal of Materials Engineering and Performance**. 2011;20:706-11. <https://doi.org/10.1007/s11665-011-9831-5>
- [196] Huang WM, Zhao Y, Wang CC, Ding Z, Purnawali H, Tang C y Zhang JL. *Thermo/chemo-responsive shape memory effect in polymers: a sketch of working mechanisms, fundamentals and optimization*. **Journal of Polymer Research**. 2012;19:9952. <https://doi.org/10.1007/s10965-012-9952-z>
- [197] Shaw JA, Churchill CB y Iadicola MA. *Tips and tricks for characterizing shape memory alloy wire: Part 1—Differential scanning calorimetry and basic phenomena*. **Experimental Techniques**. 2008;32:55-62. <https://doi.org/10.1111/e.1747-1567.2008.00410.x>
- [198] Torres-López EA, Arbeláez-Toro JJ y Hincapié-Zuluaga DA. *Aspectos Generales acerca de la Transformación Martensítica*. **Tecnológicas**. 2013;31:151-79.
- [199] Naresh C, Bose PSC y Rao CSP. *Shape memory alloys: a state of art review*. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**. 2016;149:012054. <https://doi.org/10.1088/1757-899x/149/1/012054>
- [200] Chowdhury P. *Frontiers of Theoretical Research on Shape Memory Alloys: A General Overview*. **Shape Memory and Superelasticity**. 2018;4:26-40. <https://doi.org/10.1007/s40830-018-0161-4>
- [201] Tabassum S, Zafar K y Umer F. *Nickel-Titanium Rotary File Systems: What's New?* **European Endodontic Journal**. 2019;4:111-7. <https://doi.org/10.14744/eej.2019.80664>
- [202] Zupanc J, Vahdat-Pajouh N y Schäfer E. *New thermomechanically treated NiTi alloys — a review*. **International Endodontic Journal**. 2018;51:1088-103. <https://doi.org/10.1111/ej.12924>
- [203] Wikipedia. **R-phase**. 2020
- [204] Bruni A, Serra FG, Deregiibus A y Castroflorio T. *Shape-Memory Polymers in Dentistry: Systematic Review and Patent Landscape Report*. **Materials**. 2019;12:2216. <http://dx.doi.org/10.3390/ma12142216>
- [205] Wikipedia. **Hysteresis**. 2020
- [206] McCabe JF. **Applied dental materials**. 9 ed: Blackwell Publishing Ltd; 2008
- [207] Ting-Shu S y Jian S. *Intraoral Digital Impression Technique: A Review*. **Journal of Prosthodontics**. 2015;24:313-21. <https://doi.org/10.1111/jopr.12218>
- [208] Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges J-C, Fages M y Ducret M. *Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression*. **Journal of Healthcare Engineering**. 2017;2017:8427595. <https://doi.org/10.1155/2017/8427595>
- [209] Sharma S, Jindal L, Kumar A, Gaurav K, Munshi R y Anukriti. *Die and Die Materials - An Overview*. **Acta Scientific Dental Sciences**. 2020;4:22-8.
- [210] Jockusch J y Özcan M. *Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications*. **Dental Materials Journal**. 2020;advpub. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-123>
- [211] Bhargava A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW y Fuh Yh J. *Applications of additive manufacturing in dentistry: A review*. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**. 2018;106:2058-64. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33961>
- [212] von SEE C y Meindorfer M. **3D printing: additive processes in dentistry**. In: KG BGC, editor. **BEGO Technical2016**. p. 13-20
- [213] Pameijer CH. **Biocompatibility of luting cements for dental applications**. *Biocompatibility of Dental Biomaterials*: Woodhead Publishing; 2017. p. 77-94
- [214] Lacoste-Ferré MH, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Duran D y Lacabanne C. *Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners*. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2011;4:269-74. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.10.005>
- [215] Lojo A. **Principios generales de las preparaciones cavitarias**. In: Costa RL, Galán J y Lojo A, editors. *Operatoria Dental Nociones para el aprendizaje*. La Plata, Argentina: Universidad Nacional de La Plata. Libros de Cátedra; 2020
- [216] de la Macorra JC y Pradiés G. *Conventional and adhesive luting cements*. **Clinical Oral Investigations**. 2002;6:198-204. <https://doi.org/10.1007/s00784-002-0184-1>
- [217] Ladha K y Verma M. *Conventional and contemporary luting cements: an overview*. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**. 2010;10:79-88. <https://doi.org/10.1007/s13191-010-0022-0>
- [218] Lucas PW, Wagner M, Al-Fadhlah K, Almusallam AS, Michael S, Thai LA, Strait DS, Swain MV, Casteren Av, Renno WM, Shekeban A, Philip SM, Saji S y Atkins AG. *Dental abrasion as a cutting process*. **Interface Focus**. 2016;6:20160008. <https://doi.org/10.1098/rsfs.2016.0008>
- [219] Wikipedia. **Polymer stabilizers**. Wikipedia; 2020
- [220] O'Brien WJ. **Dental materials and their selection**. 3 ed: Quintessence Publishing Co, Inc; 2002
- [221] Mantena SR, Mohd I, K PD, MC SS, AV R y D. BR. *Disinfection of impression materials: A comprehensive review of disinfection methods*. **International Journal of Dental Materials**. 2019;1:7-16. <https://doi.org/10.37983/IJDM.2019.1102>
- [222] Randolph LD, Palin WM y Leprince JG. **2 Composition of Dental Resin-Based Composites for Direct Restorations**. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 11-24
- [223] Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG y Pinzino CS. *Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer*. **Dental Materials**. 2007;23:1011-7.
- [224] Dursun E, Fron-Chabouis H, Attal J-P y Raskin A. *Bisphenol A Release: Survey of the Composition of Dental Composite Resins*. **Open Dentistry Journal**. 2016;10:446-53. <https://doi.org/10.2174/1874210601610010446>
- [225] Randolph LD, Palin WM, Leloup G y Leprince JG. *Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties*. **Dental Materials**. 2016;32:1586-99. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.034>



### Referencias

- [226] Kundie F, Azhari CH, Muchtar A y Ahmad ZA. *Effects of filler size on the mechanical properties of polymer-filled dental composites: A review of recent developments.* **Journal of Physical Science.** 2018;29:141-65. <https://doi.org/10.21315/jps2018.29.1.10>
- [227] Saen P, Atai M, Nodehi A y Solhi L. *Physical characterization of unfilled and nanofilled dental resins: Static versus dynamic mechanical properties.* **Dental Materials.** 2016;32:e185-e97. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.06.001>
- [228] Matinlinna JP, Lung CYK y Tsoi JKH. *Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review.* **Dental Materials.** 2018;34:13-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.002>
- [229] Colombo S y Beretta M. *Dental Sealants Part 3: Which material? Efficiency and effectiveness.* **European Journal of Paediatric Dentistry.** 2018;19:247-9. <https://doi.org/10.23804/ejpd.2018.19.03.15>
- [230] Weiner R. *Liners and bases in general dentistry.* **Australian Dental Journal.** 2011;56:11-22. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01292.x>
- [231] Arandi N y T R. *Cavity Bases Revisited.* **Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry.** 2020;12:305-12. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S263414>
- [232] Ferracane JL. *Resin composite—State of the art.* **Dental Materials.** 2011;27:29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- [233] Randolph LD, Palin WM y Leprince JG. **6 Developing a More Appropriate Classification System for Modern Resin-Based Composite Technologies.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 89-96
- [234] Miletic V. **7 Low-Shrinkage Composites.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 97-112
- [235] Park J, Chang J, Ferracane J y Lee IB. *How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling?* **Dental Materials.** 2008;24:1501-5.
- [236] Lee M-R, Cho B-H, Son H-H, Um C-M y Lee I-B. *Influence of cavity dimension and restoration methods on the cuspal deflection of premolars in composite restoration.* **Dental Materials.** 2007;23:288-95.
- [237] Kwon Y, Ferracane J y Lee I-B. *Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites.* **Dental Materials.** 2012;28:801-9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.028>
- [238] Van Ende A. **8 Bulk-Fill Composites.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 113-8
- [239] Garoushi S. **9 Fiber-Reinforced Composites.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 119-28
- [240] D'Alpino PHP, da Rocha Svizero N y Carrilho M. **10 Self-Adhering Composites.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 129-51
- [241] Carrilho M y D'Alpino PHP. **18 Future Perspectives for Dental Composites.** In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 291-301
- [242] Friedman CM, Sandrik JL, Heuer MA y Rapp GW. *Composition and Mechanical Properties of Gutta-Percha Endodontic Points.* **Journal of Dental Research.** 1975;54:921-5. <http://dx.doi.org/10.1177/00220345750540052901>
- [243] Darvell BW. **Chapter 27 - More Polymers.** In: Darvell BW, editor. *Materials Science for Dentistry (Tenth Edition).* Woodhead Publishing; 2018. p. 699-718
- [244] Kaur S, Singh R, Soni S, Garg V y Kaur M. *Esthetic orthodontic appliances—A review.* **Annals of Geriatric Education and Medical Sciences.** 2018;5:11-4.
- [245] Krauss J, Faltermeier A, Behr M y Proff P. *Evaluation of alternative polymer bracket materials.* **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** 2010;137:362-7. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.12.020>
- [246] Eliades T. *Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility.* **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** 2007;131:253-62. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.12.029>
- [247] Nathani R, Daigavane P, Shrivastav S, Kamble R y Gupta D. *Esthetic arch wires—A review.* **International Journal of Advanced Research.** 2015;3:743-51.
- [248] Burstone CJ, Liebler SAH y Goldberg AJ. *Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires.* **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** 2011;139:e391-e8. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.05.030>
- [249] Singh V, Pokharel P, Pariekh K, Roy D, Singla A y Biswas K. *Elastics in orthodontics: A review.* **Health Renaissance.** 2012;10:49-56. <https://doi.org/10.3126/HREN.V10I1.6008>
- [250] Sousa AM, Pinho AC, Messias A y Piedade AP. *Present Status in Polymeric Mouthguards. A Future Area for Additive Manufacturing?* **Polymers.** 2020;12:1490. <https://doi.org/10.3390/polym12071490>
- [251] Arima T, Takeuchi T, Tomonaga A, Yachida W, Ohata N y Svensson P. *Choice of biomaterials—Do soft occlusal splints influence jaw-muscle activity during sleep? A preliminary report.* **Applied Surface Science.** 2012;262:159-62. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2012.04.013>
- [252] Lazic V, Špadijer Gostović A, Romčević N, Đorđević I, Todorović A y Rudolf R. *Mechanical properties of the materials for bruxoguards.* **Materijali u tehnologije.** 2014;48:811-6.
- [253] DuPont JS y Brown CE. *Occlusal splints from the beginning to the present.* **Cranio.** 2006;24:141-54. <https://doi.org/10.1179/CRN.2006.022>
- [254] Checherita L, Beldiman M-A, Stamatini O, Foia L y Fornă N-C. *Aspects on structure of materials used for different types of occlusal splints.* **Revista de Chimie.** 2013;64:864-7.
- [255] Rokaya D, Srimanepong V, Sapkota J, Qin J, Siraleartmukul K y Siriwongrungron V. *Polymeric materials and films in dentistry: An overview.* **Journal of Advanced Research.** 2018;14:25-34. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2018.05.001>
- [256] Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y y Peumans M. *From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology.* **Journal of Adhesive Dentistry.** 2020;22:7-34. <https://doi.org/10.3290/j.iad.a43994>
- [257] Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G y Sorrentino R. *Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review.* **BMC Oral Health.** 2019;19:134. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>
- [258] Russo DS, Cinelli F, Sarti C y Giachetti L. *Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials.* **Dentistry Journal.** 2019;7:74-93. <https://doi.org/10.3390/dj7030074>
- [259] Buonocore MG. *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.* **Journal of Dental Research.** 1955;34:849-53.
- [260] Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H, Suzuki K, Shintani H y Van Meerbeek B. *Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin.* **Biomaterials.** 2003;24:1861-7.
- [261] Sturdevant C. **Sturdevant's art & science of operative dentistry:** Mosby, Inc; 2000
- [262] Carrillo Sánchez C y Magallanes Ramos R. *Cohesive gold foil restorations: Are these the ideal restorations for use in minimally invasive dentistry?* **Revista de la Asociación Dental Mexicana.** 2010;67:278-84.
- [263] Davies RA, Ardalan S, Mu W-H, Tian K, Farsakiya F, Darvell BW y Chass GA. *Geometric, electronic and elastic properties of dental silver amalgam  $\gamma$ -(Ag<sub>3</sub>Sn),  $\gamma$ 1-(Ag<sub>2</sub>Hg<sub>3</sub>),  $\gamma$ 2-(Sn<sub>8</sub>Hg) phases, comparison of experiment and theory.* **Intermetallics.** 2010;18:756-60. <https://doi.org/10.1016/j.intermet.2009.12.004>
- [264] FDI General Assembly. *Dental amalgam phase down.* **International Dental Journal.** 2019;69:21-2. <https://doi.org/10.1111/idi.12471>
- [265] European Commission. **Questions and answers: EU mercury policy and the ratification of the Minamata Convention.** 2017
- [266] Wente E, Nutting J y Wondris E. **Steels.** Encyclopaedia Britannica, inc.; 2020
- [267] Kopeliovich D. **Steels and cast irons.** 2005
- [268] **Stainless steel.** Encyclopaedia Britannica, inc.; 2020
- [269] Prasad S, Ehrensberger M, Gibson MP, Kim H y Monaco EA. *Biomaterial properties of titanium in dentistry.* **Journal of Oral Biosciences.** 2015;57:192-9. <https://doi.org/10.1016/j.job.2015.08.001>
- [270] Zhi-Hong W, Hong-Chao K, Bin T, Jie S, Feng-Bo H y Jin-Shan L. **Crystal Plasticity Finite-Element Simulation of Ti-6Al-4V Alloy with 3D Polycrystalline Models.** 2nd Annual International Conference on Advanced Material Engineering (AME 2016): Atlantis Press; 2016. p. 321-8
- [271] Nakshatram SS, Madhukar S, Naik RP y Butty P. *Review on use of Titanium and its alloys as Implants in Dental Applications.* **International Journal of Current Engineering and Technology.** 2020;10:513-7. <https://doi.org/10.14741/ijcet/v.10.4.3>
- [272] Nicholson J. *Titanium Alloys for Dental Implants: A Review.* **Prosthesis.** 2020;2:110-6. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>
- [273] Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J y Ohlsson Å. *Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies.* **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery.** 1969;3:81-100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- [274] Kurup A, Dhatrik P y Khasnis N. *Surface modification techniques of titanium and titanium alloys for biomedical dental applications: A review.* **Materials Today: Proceedings.** 2020;Published online. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.06.163>
- [275] Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MeDL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA y Candeiro GTdM. *Nickel titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art.* **Brazilian Oral Research.** 2018;32:44-65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2018.VOL32.0067>
- [276] Ferreira MdA, Luersen MA y Borges PC. *Nickel-titanium alloys: a systematic review.* **Dental Press Journal of Orthodontics.** 2012;17:71-82.



### Referencias

- [277] Aoun C, Nehme WB, Naaman AS y Khalil IT. *Review and classification of heat treatment procedures and their impact on mechanical behavior of endodontic files*. **International Journal of Current Research**. 2017;9:51300-6.
- [278] Wikipedia. **Noble metal**. 2020
- [279] Council on Dental Materials Instruments and Equipment. *Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys*. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. **Journal of the American Dental Association**. 1989;118:379. [HTTPS://DOI.ORG/10.14219/JADA.ARCHIVE.1989.0116](https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1989.0116)
- [280] Wataha JC. *Alloys for prosthodontic restorations*. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2002;87:351-63. [HTTPS://DOI.ORG/10.1067/MPR.2002.123817](https://doi.org/10.1067/MPR.2002.123817)
- [281] Wikipedia. **Precious metal**. 2020
- [282] Wikipedia. **Magnetism**. Wikipedia; 2020
- [283] Galsin JS. **Chapter 18 - Magnetism**. In: Galsin JS, editor. *Solid State Physics*: Academic Press; 2019. p. 383-405
- [284] Meenakshi A, Fatima N, Bharty V y Paul P. *Magnet in prosthodontics*. **International Journal of Oral Health and Medical Research**. 2015;2:81-4.
- [285] ANSI/ADA. **Specification No. 25. Dental gypsum products**. In: ANSI y ADA, editors. 2010
- [286] Darvell BW. **Chapter 17 - Casting Investments**. In: Darvell BW, editor. *Materials Science for Dentistry (Tenth Edition)*: Woodhead Publishing; 2018. p. 465-83
- [287] Pattnaik S, Karunakar DB y Jha PK. *Developments in investment casting process—A review*. **Journal of Materials Processing Technology**. 2012;212:2332-48. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JMATPROTEC.2012.06.003](https://doi.org/10.1016/J.JMATPROTEC.2012.06.003)
- [288] Manappallil JJ. **Basic Dental Materials**. 3 ed: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2010
- [289] Darvell BW. **Chapter 9 - Cements and Liners**. In: Darvell BW, editor. *Materials Science for Dentistry (Tenth Edition)*: Woodhead Publishing; 2018. p. 249-91
- [290] Ho YC, Huang FM y Chang YC. *Mechanisms of cytotoxicity of eugenol in human osteoblastic cells in vitro*. **International Endodontic Journal**. 2006;39:389-93. [HTTPS://DOI.ORG/10.1111/J.1365-2591.2006.01091.X](https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01091.x)
- [291] Hume WR. *Effect of eugenol on respiration and division in human pulp, mouse fibroblasts, and liver cells in vitro*. **Journal of Dental Research**. 1984;63:1262-5.
- [292] Rojo L, Vázquez B, Deb S y Román JS. *Eugenol derivatives immobilized in auto-polymerizing formulations as an approach to avoid inhibition interferences and improve biofunctionality in dental and orthopaedic cements*. **Acta Biomaterialia**. 2009;5:1616-25. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.ACTBIO.2009.01.029](https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2009.01.029)
- [293] Sidhu SK y Nicholson JW. *A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry*. **Journal of Functional Biomaterials**. 2016;7:16. [HTTP://DX.DOI.ORG/10.3390/JFB7030016](http://dx.doi.org/10.3390/jfb7030016)
- [294] De Witte AMJC, De Maeyer EAP, Verbeeck RMH y Martens LC. *Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application*. **Biomaterials**. 2000;21:475-82. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/S0142-9612\(99\)00188-X](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(99)00188-X)
- [295] Burrow MF. **2 Physicochemical Nature of Glass-Ionomer-Based Materials and Their Clinical Performance**. In: Sidhu SK, editor. *Glass-Ionomers in Dentistry*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 25-56
- [296] Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA y Roberts HW. *Resin-modified Glass-ionomer Setting Reaction Competition*. **Journal of Dental Research**. 2010;89:82-6. [HTTPS://DOI.ORG/10.1177/0022034509355919](https://doi.org/10.1177/0022034509355919)
- [297] Lee S-J, Monsef M y Torabinejad M. *Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations*. **Journal of Endodontics**. 1993;19:541-4. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/S0099-2399\(06\)81282-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81282-3)
- [298] Tawil PZ, Duggan DJ y Galicia JC. *Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications*. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**. 2015;36:247-52.
- [299] Wikipedia. **Portland cement**. Wikipedia; 2020
- [300] Chen S, Shi L, Luo J y Engqvist H. *Novel Fast-Setting Mineral Trioxide Aggregate: Its Formulation, Chemical-Physical Properties, and Cytocompatibility*. **ACS Applied Materials & Interfaces**. 2018;10:20334-41. [HTTPS://DOI.ORG/10.1021/ACSAMI.8b04946](https://doi.org/10.1021/ACSAMI.8b04946)
- [301] Estrela C y Holland R. *Calcium hydroxide: study based on scientific evidences*. **Journal of Applied Oral Science**. 2003;11:269-82.
- [302] Baino F, Novajra G y Vitale-Brovarone C. *Bioceramics and Scaffolds: A Winning Combination for Tissue Engineering*. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**. 2015;3. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FBIOE.2015.00202](https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00202)
- [303] Kelly JR. *Dental ceramics: current thinking and trends*. **Dental Clinics of North America**. 2004;48:viii, 513-30. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.CDEN.2004.01.003](https://doi.org/10.1016/J.CDEN.2004.01.003)
- [304] Miyazaki T y Hotta Y. *CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations*. **Australian Dental Journal**. 2011;56:97-106. [HTTPS://DOI.ORG/10.1111/J.1834-7819.2010.01300.X](https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x)
- [305] Martínez Rus F. **Materiales cerámicos restaurados: clasificación**. 2020
- [306] Mathew AP, Augustine R, Kalarikal N y Thomas S. **Tissue Engineering: Principles, Recent Trends, and the Future**. In: Kalarikal N, Augustine R, Oluwafemi OS, S. JK y Thomas S, editors. *Nanomedicine and Tissue Engineering State of the Art and Recent Trends*. New York, EEUU: Apple Academic Press; 2016
- [307] Garrod M y Chau DYS. *An Overview of Tissue Engineering as an Alternative for Toxicity Assessment*. **Journal of Pharmacy & Pharmaceutical Sciences**. 2016;19:31-71. [HTTPS://DOI.ORG/10.18433/J35P6P](https://doi.org/10.18433/J35P6P)
- [308] Wikipedia. **Potencia celular**. Wikipedia; 2020
- [309] Bacakova L, Zarubova J, Travnickova M, Musilkova J, Pajorova J, Slepicka P, Kasalkova NS, Svorcik V, Kolska Z, Motarjemi H y Molitor M. *Stem cells: their source, potency and use in regenerative therapies with focus on adipose-derived stem cells—a review*. **Biotechnology Advances**. 2018;36:1111-26. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.BIOTECHADV.2018.03.011](https://doi.org/10.1016/J.BIOTECHADV.2018.03.011)
- [310] Neel EAA, Chrzanowski W, Salih VM, Kim H-W y Knowles JC. *Tissue Engineering in Dentistry*. **Journal of Dentistry**. 2014;42:915-28. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JDENT.2014.05.008](https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2014.05.008)
- [311] Miron RJ y Zhang YF. *Osteoinduction. A review of old concepts with new standards*. **Journal of Dental Research**. 2012;91:736-44. [HTTPS://DOI.ORG/10.1177/0022034511435260](https://doi.org/10.1177/0022034511435260)
- [312] Rebelo MA, Alves TFR, de Lima R, Oliveira JM, Vila MMDC, Balcão VM, Severino P y Chaud MV. *Scaffolds and tissue regeneration: An overview of the functional properties of selected organic tissues*. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**. 2016;104:1483-94. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/JBM.B.33482](https://doi.org/10.1002/JBM.B.33482)
- [313] Zhao P, Gu H, Mi H, Rao C, Fu J y Turng L-s. *Fabrication of scaffolds in tissue engineering: A review*. **Frontiers of Mechanical Engineering**. 2018;13:107-19. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S11465-018-0496-8](https://doi.org/10.1007/s11465-018-0496-8)
- [314] Subbiah R y Guldberg RE. *Materials Science and Design Principles of Growth Factor Delivery Systems in Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. **Advanced Healthcare Materials**. 2019;8:1801000. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/ADHM.201801000](https://doi.org/10.1002/ADHM.201801000)
- [315] Qu H, Fu H, Han Z y Sun Y. *Biomaterials for bone tissue engineering scaffolds: a review*. **RSC Advances**. 2019;9:26252-62. [HTTPS://DOI.ORG/10.1039/C9RA05214C](https://doi.org/10.1039/C9RA05214C)
- [316] Udayshankar V, Vijaya Kumar R, Prakash P y Jain V. *Bone graft materials used in dental implants: A review*. **IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry**. 2019;5:58-62. [HTTPS://DOI.ORG/10.18231/I.APRD.2019.014](https://doi.org/10.18231/I.APRD.2019.014)
- [317] Titsinides S, Agrogiannis G y Karatzas T. *Bone grafting materials in dentoalveolar reconstruction: A comprehensive review*. **Japanese Dental Science Review**. 2019;55:26-32. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JDSR.2018.09.003](https://doi.org/10.1016/J.JDSR.2018.09.003)
- [318] Baino F. *Bioactive glasses – When glass science and technology meet regenerative medicine*. **Ceramics International**. 2018;44:14953-66. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.CERAMINT.2018.05.180](https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2018.05.180)
- [319] Li G, Zhou T, Lin S, Shi S y Lin Y. *Nanomaterials for Craniofacial and Dental Tissue Engineering*. **Journal of Dental Research**. 2017;96:725-32. [HTTPS://DOI.ORG/10.1177/0022034517706678](https://doi.org/10.1177/0022034517706678)
- [320] Chen F-M, Zhang J, Zhang M, An Y, Chen F y Wu Z-F. *A review on endogenous regenerative technology in periodontal regenerative medicine*. **Biomaterials**. 2010;31:7892-927. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.BIOMATERIALS.2010.07.019](https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2010.07.019)
- [321] Donahue RP, Hu JC y Athanasios KA. *Remaining Hurdles for Tissue-Engineering the Temporomandibular Joint Disc*. **Trends in Molecular Medicine**. 2019;25:241-56. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.MOLMED.2018.12.007](https://doi.org/10.1016/J.MOLMED.2018.12.007)
- [322] Pandya M y Diekwisch TGH. *Enamel biomimetics—fiction or future of dentistry*. **International Journal of Oral Science**. 2019;11:8. [HTTPS://DOI.ORG/10.1038/S41368-018-0038-6](https://doi.org/10.1038/s41368-018-0038-6)
- [323] Zhang W y Yelick PC. *Vital Pulp Therapy - Current Progress of Dental Pulp Regeneration and Revascularization*. **International Journal of Dentistry**. 2010;2010:856087. [HTTPS://DOI.ORG/10.1155/2010/856087](https://doi.org/10.1155/2010/856087)
- [324] Kunert M y Lukomska-Szymanska M. *Bio-Inductive Materials in Direct and Indirect Pulp Capping—A Review Article*. **Materials**. 2020;13:1204. [HTTP://DX.DOI.ORG/10.3390/MA13051204](http://dx.doi.org/10.3390/ma13051204)
- [325] Paula AB, Laranjo M, Marto C-M, Paulo S, Abrantes AM, Casalta-Lopes J, Marques-Ferreira M, Botelho MF y Carrilho E. *Direct Pulp Capping: What is the Most Effective Therapy?—Systematic Review and Meta-Analysis*. **Journal of Evidence Based Dental Practice**. 2018;18:298-314. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JEBDP.2018.02.002](https://doi.org/10.1016/J.JEBDP.2018.02.002)
- [326] Komabayashi T, Zhu Q, Eberhart R y Imai Y. *Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth*. **Dental Materials Journal**. 2016;35:1-12. [HTTPS://DOI.ORG/10.4012/DMJ.2015-013](https://doi.org/10.4012/DMJ.2015-013)
- [327] Raddall G, Mello I y Leung BM. *Biomaterials and Scaffold Design Strategies for Regenerative Endodontic Therapy*. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**. 2019;7. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FBIOE.2019.00317](https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00317)
- [328] Gathani KM y Raghavendra SS. *Scaffolds in regenerative endodontics: A review*. **Dental Research Journal**. 2016;13:379-86. [HTTPS://DOI.ORG/10.4103/1735-3327.192266](https://doi.org/10.4103/1735-3327.192266)



## Referencias

- [329] Perrotti V, Piattelli A, Quaranta A, Gómez-Moreno G y Iezzi G. **Biocompatibility of dental biomaterials**. *Biocompatibility of Dental Biomaterials*: Woodhead Publishing; 2017. p. 1-7
- [330] Jenny N, Naorem S, Naorem K y Singh PD. *Know About Biocompatibility of Dental Materials: A Review*. **Journal of Medicine and Medical Sciences**. 2017;4:33-43.
- [331] Williams DF. *On the mechanisms of biocompatibility*. **Biomaterials**. 2008;29:2941-53.
- [332] Schmalz G y Arenholt-Bindslev D. **Biocompatibility of Dental Materials**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2009. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/978-3-540-77782-3\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-540-77782-3_1)
- [333] Friedman LM, Furberg CD, DeMets DL, Reboussin DM y Granger CB. **Fundamentals of Clinical Trials**. 5 ed. Switzerland: Springer; 2015. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/978-3-319-18539-2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-18539-2)
- [334] Vilar-Compte D y Salazar Rojas E. **Estudios experimentales: el ensayo clínico aleatorio**. In: Altamirano LM, editor. *Epidemiología clínica*. 3 ed: McGraw Hill; 2013
- [335] American Cancer Society. **¿Cuáles son las fases de los estudios clínicos?** : Cancer.org; 2019
- [336] Wang B, Wang H, Tu XM y Feng C. *Comparisons of Superiority, Non-inferiority, and Equivalence Trials*. **Shanghai archives of psychiatry**. 2017;29:385-8. [HTTPS://DOI.ORG/10.11919/J.ISSN.1002-0829.217163](https://doi.org/10.11919/j.issn.1002-0829.217163)
- [337] Lesaffre E. *Superiority, equivalence, and non-inferiority trials*. **Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases**. 2008;66:150-4.
- [338] Rosas-Peralta M, Santos-Martinez LE, Magana-Serrano JA, Valencia-Sanchez JS, Garrido-Garduno M y Perez-Rodriguez G. *Metodología para los estudios clínicos de superioridad frente a los de equivalencia y estudios de no inferioridad. Una revisión aplicada*. **Revista Medica del Instituto Mexicano del Seguro Social**. 2016;54:344-53.

