



# Materiales y materias primas

## Biomateriales

Capítulo 8

Guía didáctica

Autor | Gustavo Duffo

## Autoridades

---

Presidente de la Nación  
**Dra. Cristina Fernández de Kirchner**

Ministro de Educación  
**Dr. Alberto E. Sileoni**

Secretaria de Educación  
**Prof. María Inés Abrile de Vollmer**

Directora Ejecutiva del Instituto Nacional de Educación Tecnológica  
**Lic. María Rosa Almandoz**

Director Nacional del Centro Nacional de Educación Tecnológica  
**Lic. Juan Manuel Kirschenbaum**

Director Nacional de Educación Técnico Profesional y Ocupacional  
**Ing. Roberto Díaz**

---

### **Ministerio de Educación. Instituto Nacional de Educación Tecnológica.**

Saavedra 789. C1229ACE.  
Ciudad Autónoma de Buenos Aires.  
República Argentina.  
2011

---

Director de la Colección:  
**Lic. Juan Manuel Kirschenbaum**

Coordinadora general de la Colección:  
**Claudia Crowe**

Diseño didáctico y corrección de estilo:  
**Lic. María Inés Narvaja  
Ing. Alejandra Santos**

Coordinación y producción gráfica:  
**Augusto Bastons**

Diseño gráfico:  
**María Victoria Bardini  
Augusto Bastons  
Martín Alejandro González  
Federico Timerman**

Ilustraciones:  
**Diego Gonzalo Ferreyro  
Martín Alejandro González  
Federico Timerman**

Administración:  
**Cristina Caratozzolo  
Néstor Hergenrether**

Colaboración:  
**Jorgelina Lemmi  
Psic. Soc. Cecilia L. Vázquez  
Dra. Stella Maris Quiroga**

---

“Colección Encuentro Inet”.

Director de la Colección: Juan Manuel Kirschenbaum.

Coordinadora general de la Colección: Claudia Crowe.

Queda hecho el depósito que previene la ley N° 11.723. © Todos los derechos reservados por el Ministerio de Educación - Instituto Nacional de Educación Tecnológica.

Reproducción autorizada haciendo mención de la fuente.

Industria Argentina

---

#### ADVERTENCIA

La habilitación de las direcciones electrónicas y dominios de la web asociados, citados en este libro, debe ser considerada vigente para su acceso, a la fecha de edición de la presente publicación. Los eventuales cambios, en razón de la caducidad, transferencia de dominio, modificaciones y/o alteraciones de contenidos y su uso para otros propósitos, queda fuera de las previsiones de la presente edición -Por lo tanto, las direcciones electrónicas mencionadas en este libro, deben ser descartadas o consideradas, en este contexto-.

# Colección Materiales y materias primas

Serie producida por el Canal Encuentro junto con el Instituto Nacional de Educación Tecnológica (INET). A lo largo de catorce capítulos\* el ciclo desarrolla el origen, las propiedades, el contexto de descubrimiento y la utilización de diferentes materiales y materias primas, y el impacto que causaron en la vida de la humanidad durante su historia.

Aire, aluminio, hierro, azufre, polímeros, madera, cerámicos son algunos de los protagonistas de esta colección.

## DVD 1

**Capítulo 1**  
Los Materiales y la humanidad

**Capítulo 2**  
Aire

**Capítulo 3**  
Madera

## DVD 2

**Capítulo 4**  
Azufre

**Capítulo 5**  
Minerales de hierro

**Capítulo 6**  
Cerámicos

**Capítulo 7**  
Aluminio

## DVD 3

**Capítulo 8**  
Biomateriales

**Capítulo 9**  
Polímeros

**Capítulo 10**  
Materiales compuestos

## DVD 4

**Capítulo 11**  
Silicio

**Capítulo 12**  
Nanomateriales

\* La versión impresa de la colección **Materiales y materias primas** está constituida por doce capítulos. La parte 1 y 2 de las series **Los materiales y la humanidad** y **Nanomateriales** fueron unificadas respectivamente.

# Índice | Biomateriales

## Red conceptual

### 8.1. Introducción

### 8.2. ¿Qué es un Biomaterial?

### 8.3. Breve historia de los biomateriales

### 8.4. Algunas aplicaciones de los biomateriales

- ♦ 8.4.1. Ortopedia
- ♦ 8.4.2. Aplicaciones cardiovasculares
- ♦ 8.4.3. Oftalmología
- ♦ 8.4.4. Aplicaciones dentales
- ♦ 8.4.5. Cicatrización de heridas y reparación de fracturas
- ♦ 8.4.6. Sistemas para la distribución de medicamentos

### 8.5. Tipos y propiedades de biomateriales

### 8.6. Biomateriales metálicos

- ♦ 8.6.1. Pasos en la fabricación de un implante metálico

### 8.7. Materiales cerámicos

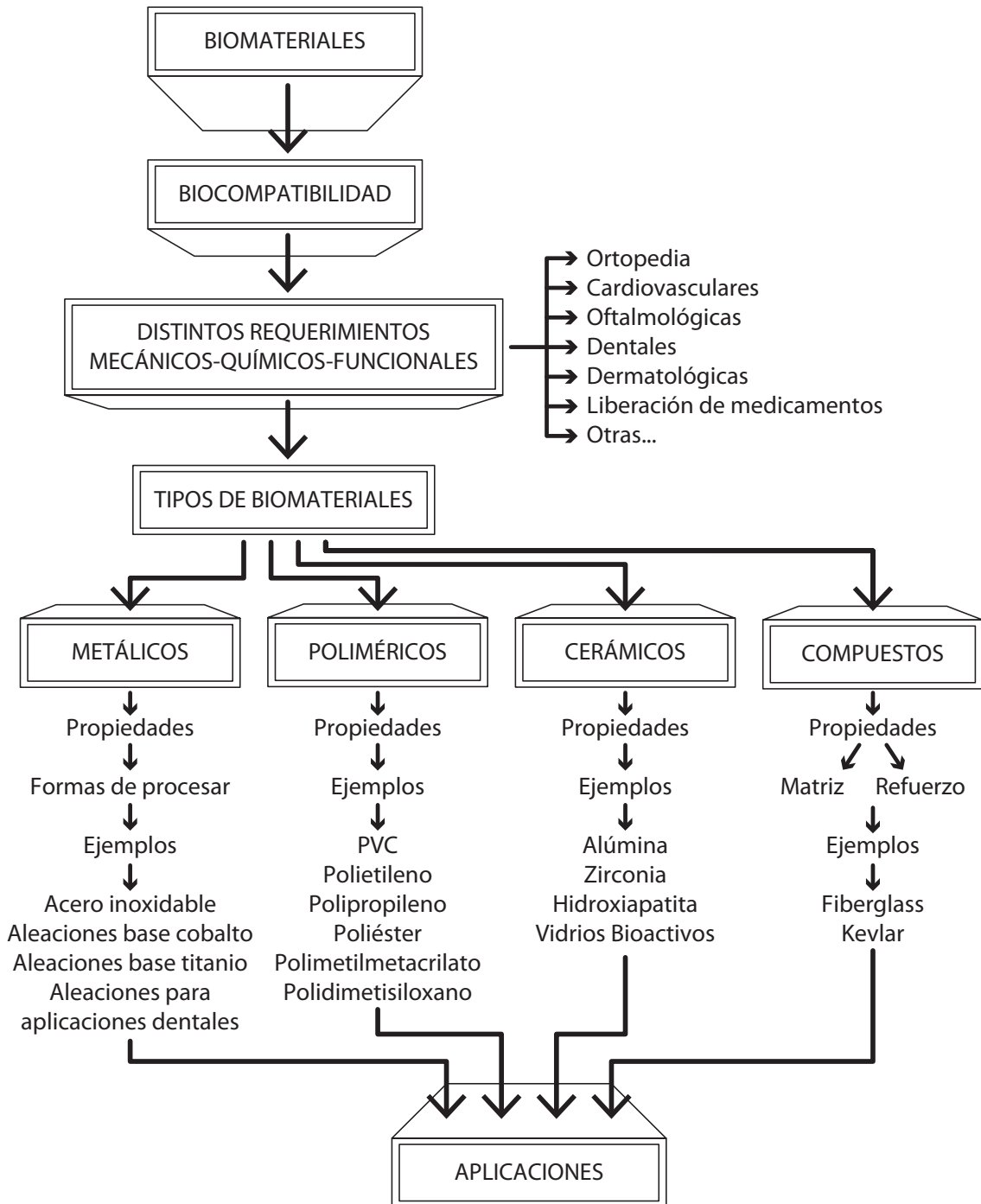
### 8.8. Materiales poliméricos

- ♦ 8.8.1. Polímeros más comunes empleados como biomateriales

### 8.9. Materiales compuestos o “composites”

## Bibliografía y webgrafía

# Red Conceptual



## 8. Biomateriales

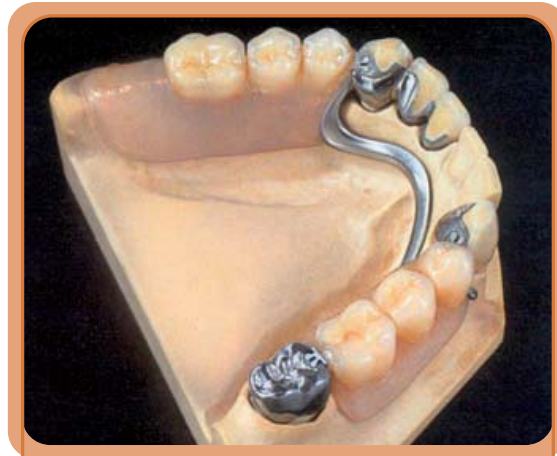
### 8.1. INTRODUCCIÓN

¿Qué tienen en común los rotores de una turbina de generación de electricidad que trabaja a altas temperaturas y en condiciones fuertemente agresivas, con una prótesis dental que permite reemplazar piezas dentarias perdidas?

Que ambas están fabricadas de la misma aleación metálica formada por níquel y cromo.



**Imagen 1.** Turbina de aleación níquel-cromo para un generador de electricidad



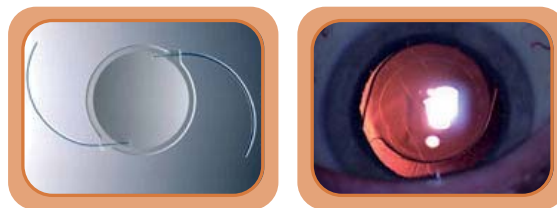
**Imagen 2.** Prótesis odontológica de cobalto-cromo

¿Qué tienen en común los parabrisas de los aviones caza ingleses Spitfire de la Segunda Guerra Mundial con las lentes intraoculares que se aplican luego de una operación de cataratas y que permiten recuperar la visión a miles de personas que sufren esta enfermedad?

Que ambos están fabricados con el mismo material polimérico denominado polimetilmetacrilato o, más comúnmente llamado acrílico.



**Imagen 3.** Caza británico Spitfire de la Segunda Guerra Mundial con parabrisas de polimetilmetacrilato



**Imagen 4.** Lentes intraoculares para operaciones de cataratas, fabricados en polimetilmetacrilato

Finalmente, ¿qué tienen en común los motores de propulsión de los transbordadores espaciales con las prótesis de cadera que, sin ellas, se condenaría a la inmovilidad a pacientes cuyas articulaciones están gastadas?



Que ambas están fabricadas con el mismo material, una aleación de titanio, aluminio y vanadio.



**Imagen 5.** Imagen del trasbordador espacial, cuyos motores de empuje son fabricados en una aleación titanio-aluminio-vanadio



**Imagen 6.** Componentes metálicos de un implante total de cadera fabricados en aleación titanio-aluminio-vanadio

## ¿Cuál es el hilo conductor que une a estos tres ejemplos?

Que en los tres casos se trata de materiales desarrollados para usos industriales, pero que se están empleando en seres humanos en aplicaciones no previstas durante la etapa de su desarrollo. Son los denominados **BIOMATERIALES** y que, como veremos, nos ayudan a tener una mejor calidad de vida.

En los años 70, la serie televisiva ***El hombre nuclear (The Six Million Dollar Man)*** contaba la historia del astronauta Steve Austin (protagonizado por Lee Majors), quien, tras haber sufrido un accidente en el cual perdió ambas piernas, un ojo y un brazo, recibió implantes artificiales que resultaban inadvertidos visualmente, pero que le permitían correr a más de 100 kilómetros por hora, ver con la precisión de una mira telescópica y levantar objetos de varias toneladas. Cada capítulo de la serie comenzaba con una voz en *off* que decía: “Steve Austin. Astronauta. Su vida está en peligro. Usaremos la más avanzada tecnología para convertirlo en un organismo cibernético, poderoso, superdotado”. ***El hombre nuclear*** constó de 103 episodios emitidos entre 1973 y 1978.

En esa época, quienes mirábamos la serie de televisión, sin importar nuestra edad, estábamos convencidos de que se trataba de ciencia-ficción. Sin embargo, muchos de nosotros no dejábamos de preguntarnos dónde terminaba la ciencia-ficción y dónde comenzaba el hecho científico.

Ya han pasado 30 años de la emisión de *El hombre nuclear* y, en la actualidad, es muy frecuente encontramos con personas que tienen alguna parte de su cuerpo reparada o reemplazada, artificialmente, con el empleo de componentes fabricados con biomateriales.



## 8.2. ¿QUÉ ES UN BIOMATERIAL?

Se han propuesto muchas definiciones diferentes; tal vez tantas como libros de texto sobre el tema hayan sido publicados. Por lo tanto, no existe una única definición obtenida por el acuerdo general entre los expertos en el campo. Sin embargo, las siguientes definiciones dan una idea general de las cosas que se abarcan:

- a) Material utilizado en un dispositivo médico, pensado para interactuar mutuamente con sistemas biológicos.
- b) Cualquier sustancia o combinación de sustancias de origen natural o artificial que puede ser usada durante cierto tiempo como un todo o como parte de un sistema que permite tratar, aumentar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo humano.
- c) Material sintético empleado para reemplazar parte de un sistema vivo o que está en íntimo contacto con fluidos biológicos.

Obviamente, que no cualquier material puede ser empleado como **BIOMATERIAL**. Para ello, debe tener una característica muy especial, ser **BIOCOMPATIBLE**.

La **BIOCOMPATIBILIDAD** es la habilidad de un material para ser aceptado por el cuerpo del paciente y que, además, no irrite a los tejidos circundantes, no provoque una respuesta inflamatoria, no produzca reacciones alérgicas y que no tenga efectos carcinogénicos, o sea, que no produzca cáncer.

El hecho concreto es que los biomateriales están preparados para ser utilizados en seres vivos y su estudio es un tema que tiene un auge indiscutible en la actualidad y que ha experimentado un espectacular avance en los últimos años, motivado fundamentalmente por el hecho de que la esperanza de vida de la población aumenta de forma considerable.

Según datos de las Naciones Unidas, dentro de unos cinco años es muy probable que haya más personas de más de 60 años que niños menores de 15. Hoy en día una de cada diez individuos tiene 60 años o más, pero en el año 2050 se prevé que será uno de cada cinco. También se prevé que el número de personas que tendrán 80 años se multiplicará por cinco.

La longevidad masiva tiene implicancias muy importantes relacionadas con mantener la calidad de vida, y ello implica que harán falta más y más dispositivos biomédicos fabricados con biomateriales.

En la actualidad, más de cincuenta millones de personas en todo el mundo tienen implantado algún tipo de prótesis y es un hecho bien conocido en nuestra sociedad la utilidad y necesidad de todo tipo de implantes, siendo relativamente frecuente que conozcamos algún caso de familiar o amigo que esté utilizando algún dispositivo biomédico.

Utilizar biomateriales para reconstruir partes dañadas del cuerpo humano es una realidad, y para ello deben cumplir una serie de condiciones y asegurar una determinada duración. Por otra parte, tienen que aportar las prestaciones específicas que requiera la aplicación a la que vayan a ser destinados. Hasta hace poco tiempo, los biomateriales eran, esencialmente, materiales industriales seleccionados con el criterio de que fueran capaces de cumplir ciertos requisitos de aceptabilidad biológica. Sin embargo, en la actualidad, muchos de ellos son diseñados, sintetizados y procesados con el único fin de tener una aplicación en el campo médico.

Todos estos factores han impulsado un gran avance en el campo de los biomateriales potenciando su investigación. Si a esto se le añade la mejora de las técnicas quirúrgicas, se puede entender el crecimiento acelerado en la utilización de prótesis, implantes, sistemas y dispositivos médicos que deben trabajar en contacto con los tejidos corporales.

Estos hechos condujeron a la aparición de una nueva disciplina científico-tecnológica denominada **CIENCIA DE LOS BIOMATERIALES**, cuyos orígenes, características e implicancias serán abordadas a continuación.

### 8.3. BREVE HISTORIA DE LOS BIOMATERIALES

Lo que, actualmente, se denomina **CIENCIA DE LOS BIOMATERIALES** es muy reciente como disciplina científica; sin embargo, el uso de biomateriales data de tiempos remotos.

Hace unos años, se encontraron los restos de un humano en el estado de Washington, en los Estados Unidos de Norteamérica, cuya antigüedad data de aproximadamente 9000 años. Este individuo, al que se lo conoce como **“El Hombre de Kennewick”** fue descrito como una persona alta, saludable y activa; y que se movilizaba con la punta de una flecha clavada en su cadera. La herida había cicatrizado y la presencia de esa flecha en su cuerpo, aparentemente, no le impedía ejercer su actividad. Este “implante” no deseado nos muestra la capacidad que tiene el cuerpo humano para relacionarse con materiales extraños. Por supuesto que la punta de la flecha no guarda ningún parecido con los biomateriales actuales, pero demuestra cómo un material extraño puede ser bien tolerado por el cuerpo humano.



**Imagen 7.** Estudios llevados a cabo sobre **“El Hombre de Kennewick”**, en los Estados Unidos de Norteamérica

Es un hecho conocido el que los fenicios, etruscos, chinos y aztecas emplearan el oro en cirugía dental, hace más de 2000 años.



**Imagen 8.** Dientes de madera unidos entre sí por alambre de oro (origen romano)



**Imagen 9.** Prótesis dental fenicia (circa 400-600 a.C.)

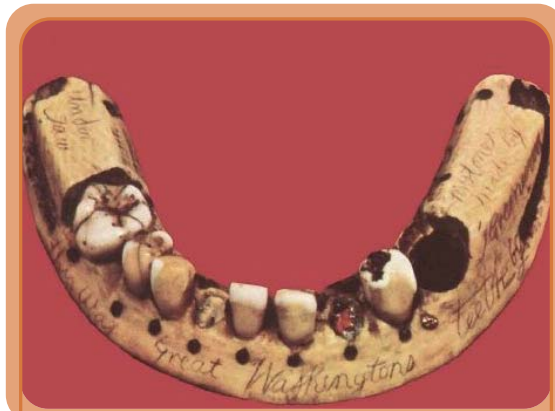


**Imagen 10.** Prótesis dental etrusca (circa 300 a.C.)

Por su parte, los implantes y dispositivos biomédicos más empleados a lo largo de la historia han sido los ojos de vidrio y los dientes de madera.



**Imagen 11.** Implante de ojo de material cerámico



**Imagen 12.** Dentadura postiza de madera perteneciente a G. Washington (Siglo XVIII)

**En 1829**, H. S. Levert realizó los primeros estudios tendientes a determinar la compatibilidad biológica de materiales para implantes, ensayando plata, oro, plomo y platino en perros.

**En 1870**, el cirujano inglés Lord Joseph Lister introduce las técnicas quirúrgicas asépticas, las que reducen la infección abriendo así las puertas a las modernas prácticas quirúrgicas.

**En 1886**, el cirujano alemán H. Hansmann empleó por primera vez placas de acero para facilitar la reparación de fracturas de huesos. Éstas adolecían de defectos de diseño y se deterioraban rápidamente en el cuerpo humano.

Años más tarde, en el 19º Congreso de la Sociedad Alemana de Cirugía se presentaron los primeros conceptos para el transplante total de cadera, algunos de los cuales todavía están en práctica.

**En 1893**, W. A. Lane desarrolla un sistema de tornillos de carbón para placas de fijación de fractura de huesos y un par de años más tarde, William Roentgen descubre los Rayos X, los cuales se transforman en una herramienta insustituible de diagnóstico en la ortopedia y traumatología.



**Imagen 13a y 13b.** William Roentgen, descubridor de los Rayos X y primera radiografía tomada por el mismo Roentgen

**En el siglo XX** comienza a trabajarse con aceros inoxidable (que fueron desarrollados a partir de 1912) como material resistente a la corrosión y adecuado para dispositivos ortopédicos.

**En 1928**, Alexander Fleming introduce el primer antibiótico, la penicilina, que es seguido, posteriormente, por las sulfamidas (1932).

**En 1931**, un cirujano de Boston, Marius Smith-Petersen desarrolla un dispositivo de vidrio destinado a la aplicación en prótesis parciales de cadera y clavos para la fijación de huesos.

**En 1936**, se introducen las aleaciones base cobalto para cirugía ortopédica, gracias a los trabajos de C. S. Venable y W. G. Stuck. Estas aleaciones se convertirían en las más populares dentro del campo de la ortopedia.

**En 1938**, cirujanos británicos llevan a cabo el primer reemplazo total de cadera y, como consecuencia de los desarrollos generados por la medicina durante la Segunda Guerra Mundial, se introducen nuevas técnicas ortopédicas y quirúrgicas.

**Luego de la Segunda Guerra Mundial**, Sir Harold Ridley inventa las lentes intraoculares de acrílico. Esto surge a partir de cuidadosas observaciones realizadas sobre aviadores, quienes como consecuencia de accidentes, tenían implantados en sus ojos fragmentos de parabrisas de los aviones caza Spitfire y Hurricane. Dichos aviadores no presentaban reacción alérgica al material implantado (lo que hoy denominaríamos Material Biocompatible) y basado en esas observaciones, Ridley averiguó el origen de dicho material (denominado ICI Perspex) y con él, fabricó las primeras lentes intraoculares para ser aplicadas luego de las operaciones de cataratas. El primer implante se efectuó en noviembre de 1949, y a pesar de los fracasos iniciales, las ingeniosas observaciones de Ridley, su creatividad y talento han permitido la implantación de más de 7 millones de lentes intraoculares por año. El concepto de “biocompatibilidad” de Ridley cambió el curso de la historia y mejoró la calidad de vida de millones de pacientes que sufren de cataratas.



**Imagen 14a y 14b.** Lente intraocular de polimetilmetacrilato diseñada por H. Ridley y momento en el que es nombrado Caballero del Imperio Británico por la Reina Isabel II en el año 2000

**En 1943**, P. H. Harmon experimentó con copas de acrílico para reemplazo de la articulación de cadera y, tres años más tarde, los hermanos Judet introducen una cadera de acrílico. Ésta, poco tiempo después, demuestra ser muy débil, con lo que se concluye que



debe realizarse un esfuerzo para estudiar y mejorar las aleaciones metálicas como candidatas para futuras prótesis.

**A principios de la década del 50**, se desarrollan las aleaciones base titanio, las que aún siguen empleándose con éxito en implantes. En esa misma década, las caderas de acero inoxidable comienzan a ser implantadas en forma regular.

**En 1959**, se produce un hito que pasará a ser el más importante dentro de la historia de los implantes de cadera. El cirujano ortopedista inglés Sir John Charnley comienza un estudio sistemático de reemplazos totales de cadera con bajo coeficiente de fricción, siendo el primero en introducir al polímero Teflón como integrante del reemplazo de cadera y al polimetilmetacrilato como cemento para huesos. Posteriormente, estos cementos son refinados a efectos de producir una adhesión a más largo plazo.

**En la década del 70**, comienza el uso de materiales porosos para asegurar el crecimiento del hueso alrededor del implante y, en la siguiente década, se mejoran, sustancialmente, tanto los materiales como las técnicas quirúrgicas. En 1984, el cirujano William Harris, en colaboración con el MIT (Massachusetts Institute of Technology) desarrolla el equipamiento necesario para medir *in vivo* (en el cuerpo de un ser vivo) la presión real a la que es sometida una cadera funcional; y, finalmente, en ese mismo año, se introduce el sistema modular de reemplazo de cadera que consistía en una prótesis formada por varias partes cambiables.



**Imagen 15a y 15b.** Radiografía de una prótesis de cadera mostrando el coxilo, la cabeza del fémur y el tallo femoral metálico. Este diseño es debido a Sir John Charnley

**Imagen 16.** Partes componentes de un implante total de cadera

A pesar del extendido uso de estos materiales en medicina, el término biomateriales aún no había sido empleado “oficialmente”. Es probable que el campo de la ciencia que, en la actualidad, se denomina biomateriales se solidificara a partir de los simposios llevados a cabo en la Universidad de Clemson (Carolina del Sur, EEUU) a partir de 1969. El éxito científico de estos simposios llevó a la formación de la Sociedad de Biomateriales de los Estados Unidos de América quien llevó a cabo su primera reunión en 1975, donde asistieron 382 participantes de 15 países: se disponía ya de investigadores e ingenieros que diseñaban materiales con un criterio específico; y científicos que exploraban la naturaleza de la biocompatibilidad.

En la actualidad existen grupos académicos enteros dedicados a los biomateriales, muchos programas de estudios de biomateriales en diversas universidades e institutos de investigación que se consagraron a la educación y a la exploración en ciencia e ingeniería de los biomateriales. Paralelamente a la investigación y al esfuerzo educativo, se han desarrollado cientos de compañías que utilizan biomateriales para fabricar dispositivos biomédicos. Finalmente, es de destacar que recién a partir de 1990 comienza la publicación de libros de texto sobre la ciencia de los biomateriales.

## 8.4. ALGUNAS APLICACIONES DE LOS BIOMATERIALES

Los biomateriales son empleados en distintos contextos y cada uno de ellos asociado a algún tipo de aplicación particular. Veamos algunas posibilidades:

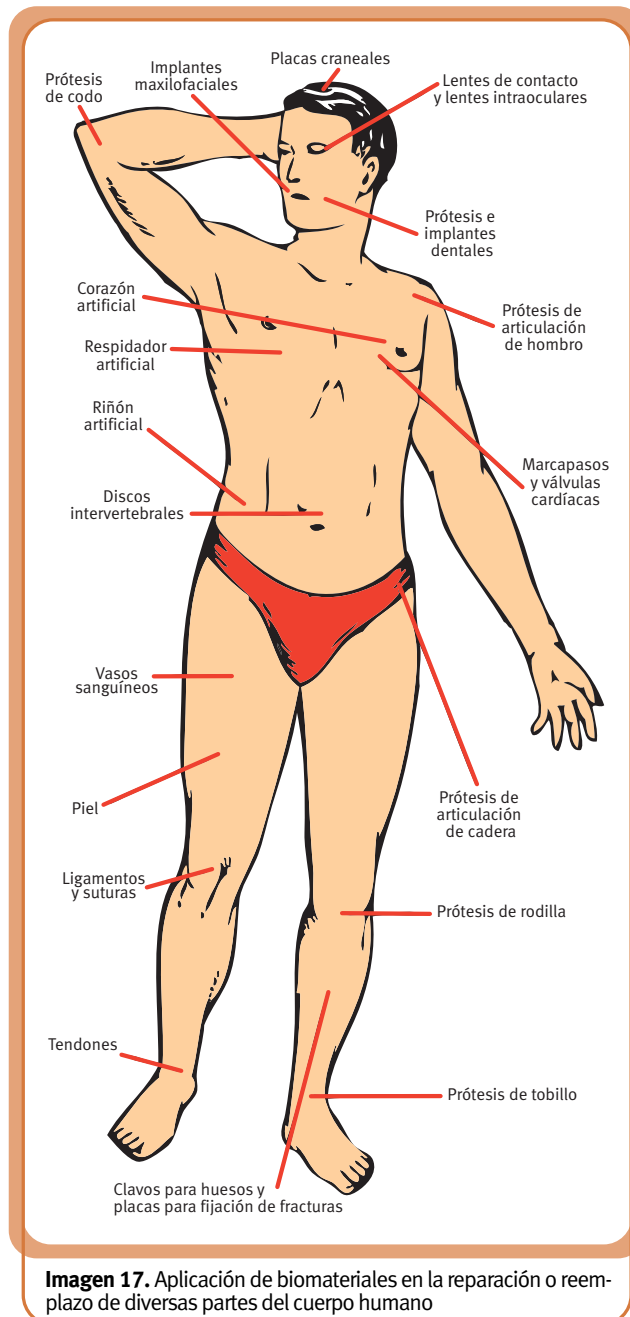
- a) Para reemplazo de partes dañadas, enfermas o faltantes: máquina para diálisis renal, reemplazo de la articulación de la cadera, implantes y prótesis dentales, etc.
- b) Para asistir en cicatrizaciones y curaciones: suturas quirúrgicas, placas y tornillos para fijación de fracturas óseas, etc.
- c) Para mejorar funciones: marcapasos cardíaco, lentes de contacto, etc.
- d) En correcciones estéticas: modificación de labios, pechos, barbilla, etc.
- e) Como ayuda para diagnósticos y tratamientos: catéteres, electrodos específicos, drenajes, etc.

Aplicación	Material frecuentemente empleado
<b>SISTEMA ÓSEO</b> Reemplazo de articulaciones Placas para la fijación de fracturas Cemento para huesos Reparación de defectos óseos Ligamentos y tendones artificiales Implantes dentales	Aleaciones de titanio, acero inoxidable, polietileno Acero inoxidable, aleación cobalto-cromo Polimetilmetacrilato Hidroxiapatita Teflón®, Dacrón® Titanio, alúmina, fosfato de calcio
<b>SISTEMA CARDIOVASCULAR</b> Prótesis vasculares Válvulas de corazón Catéter	Dacrón®, Teflón®, poliuretano Tejido reprocesado, acero inoxidable, Dacrón® Goma de silicona, Teflón, poliuretano
<b>ÓRGANOS</b> Corazón artificial Placas para reparación de la piel Riñón artificial (hemodiálisis) Respiradores artificiales	Poliuretano Materiales compuestos de silicona-colágeno Celulosa, poliacrilonitrilo Goma de silicona
<b>SENTIDOS</b> Lentes intraoculares Lentes de contacto	Polimetilmetacrilato, goma de siliconas Silicona-acrilato, hidrogeles



La razón primaria del empleo de biomateriales se encuentra en que reemplazan físicamente a un tejido blando o duro que ha sido dañado o destruido a través de un proceso patológico (enfermedad) o accidental. Aunque los tejidos y las estructuras del cuerpo humano llevan a cabo correctamente su función durante un largo período de tiempo, pueden sufrir una amplia variedad de procesos degradativos que incluyen fracturas, infecciones, cáncer, etc., y que causan desfiguraciones y/o pérdidas de la función. Bajo tales circunstancias, puede ser posible remover el tejido dañado y reemplazarlo o corregirlo por medio de un adecuado biomaterial.

En el siguiente esquema se muestran distintas aplicaciones de los biomateriales en la fabricación de dispositivos biomédicos para el cuerpo humano.



**Imagen 17.** Aplicación de biomateriales en la reparación o reemplazo de diversas partes del cuerpo humano

A continuación se hará una breve mención de algunas de las aplicaciones más frecuentes de los biomateriales en el campo de la ortopedia, la cirugía cardiovascular, la oftalmología, la odontología, la cicatrización y reparación de heridas y fracturas y en sistemas de distribución de medicamentos en el organismo.

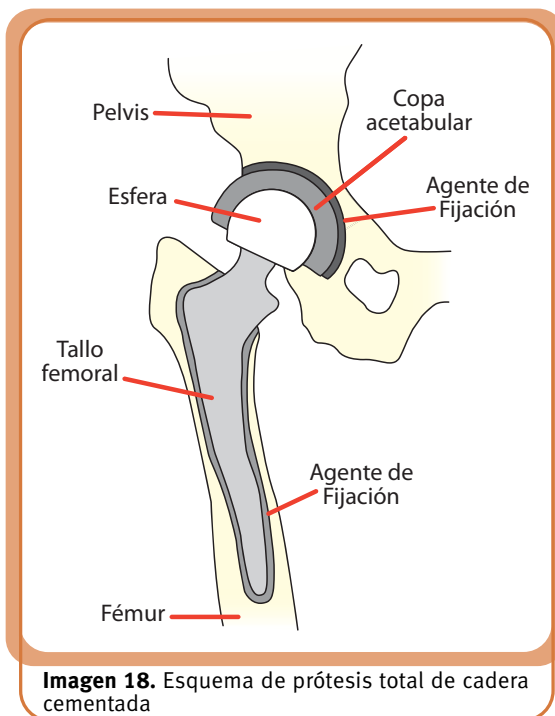
### 8.4.1. Ortopedia

Una de las más prominentes áreas de los biomateriales es su aplicación en implantes ortopédicos. Existen enfermedades que afectan la estructura de las articulaciones tales como cadera, rodilla, hombro, codo, etc., que originan dolor y eventualmente inmovilidad. Con el advenimiento de la anestesia, antisépticos y antibióticos, ha sido posible el reemplazo total de dichas

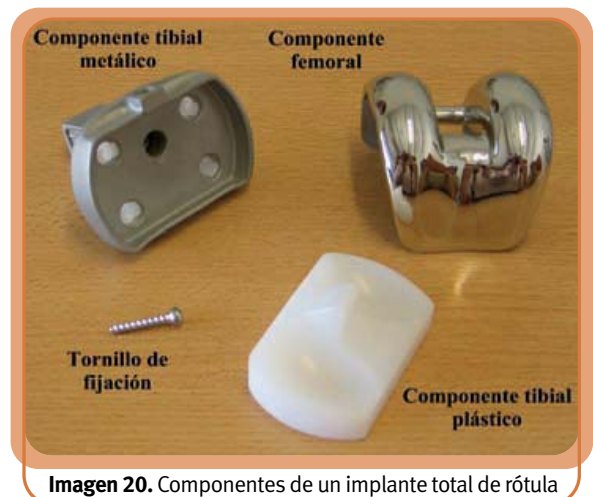
articulaciones y la recuperación de los pacientes, tanto en lo concerniente a la pérdida del dolor como de la movilidad de la articulación es, prácticamente, total.

En particular, la articulación de la cadera humana está sujeta a altas tensiones mecánicas y sufre un desgaste considerable y no es sorprendente que luego de estar sometida a 50 o más años de tensiones mecánicas cíclicas, o debido a una enfermedad degenerativa o reumatológica las caderas se enferman, la articulación natural se desgasta y se produce una considerable pérdida de movilidad del paciente y, a menudo, el confinamiento a una silla de ruedas. Las articulaciones artificiales de cadera son fabricadas en titanio, acero inoxidable, aleaciones cobalto-cromo, cerámicas, materiales compuestos y polietileno de ultra alto peso molecular.

En los EE.UU. se reemplazan articulaciones de cadera en más de 90 mil pacientes cada año. Para algunos tipos de articulaciones y con adecuados procedimientos quirúrgicos, la función ambulatoria se restaura pocos días después de la cirugía. Para otros tipos, se requiere un período durante el cual se forma una unión entre el implante y el hueso, antes de que la articulación pueda soportar el peso total del cuerpo. En la mayoría de los casos, el reemplazo de la articulación es exitosa, permitiendo incluso las actividades deportivas (aunque generalmente no se aconsejan). Después de 10 a 15 años, el implante se puede aflojar y debe llevarse a cabo otra operación de reemplazo.



En forma análoga, también se han desarrollado prótesis para el reemplazo completo de la articulación rotuliana (rodilla), fabricadas en diversos materiales: acero inoxidable, polietileno de ultra alto peso molecular, etc.



## 8.4.2. Aplicaciones cardiovasculares

En el sistema cardiovascular, es decir, el corazón y los conductos que permiten circular la sangre por todo el cuerpo, pueden generarse problemas con las válvulas del corazón y las arterias; problemas que pueden subsanarse con el adecuado empleo de biomateriales. Las válvulas del corazón sufren cambios estructurales que le impiden abrirse o cerrarse totalmente y que pueden ser resueltos a través del reemplazo por una amplia variedad de sustitutos. En la mayoría de los casos después de que una válvula ha sido implantada, la función cardíaca se restaura a su estado normal y los pacientes muestran una rápida mejora. A pesar del éxito global observado con los reemplazos de válvulas de corazón, aún existen problemas con los diferentes diseños de válvulas que incluyen la degeneración de tejidos, el fracaso mecánico, la infección postoperatoria, y la inducción a la formación de coágulos de sangre. Al igual que con los implantes ortopédicos, para esta aplicación se emplea una gran cantidad de biomateriales metálicos, cerámicos y poliméricos.



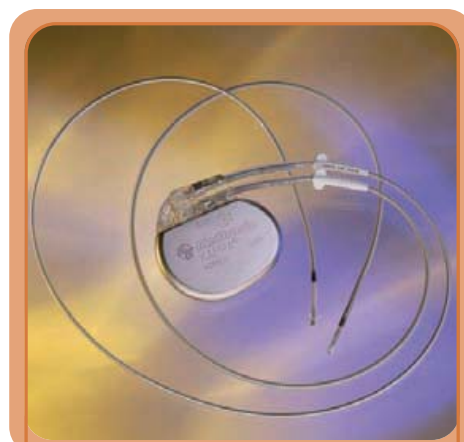
**Imagen 21.** Válvula cardíaca artificial con disco de carbono pirolítico y armazón de titanio

También es frecuente que las arterias –en particular las coronarias– se bloqueen por la presencia de depósito de grasas (aterosclerosis), en cuyo caso, tales sectores pueden reemplazarse con arterias artificiales o ensanchar su diámetro con un dispositivo denominado stent, que suelen estar fabricados de una aleación titanio-níquel.



**Imagen 22.** Stent utilizado para ensanchar el diámetro de vasos sanguíneos

A su vez, para aquellas enfermedades que implican una modificación en el ritmo cardíaco, la medicina ha dado la respuesta a este problema por medio de los marcapasos. Los marcapasos son dispositivos eléctricos que hacen latir el corazón a base de descargar impulsos eléctricos que reemplazan al propio sistema de control del corazón y garantizan un latido sincronizado y suficiente. Pueden ser transitorios o definitivos. De cualquier modo, cuando el corazón late normalmente, se quedan de manera automática en reposo. En general, consisten en un dispositivo que se implanta debajo de la piel y del cual salen unos contactos flexibles que se hacen llegar hasta la aurícula derecha por una vena grande bajo la piel. El dispositivo incluye una batería que dura más de 10 años. Hay marcapasos de muchos tipos, incluyendo algunos muy especializados para tratar tipos específicos de arritmias resistentes a medicación. Los marcapasos están fabricados con una amplia variedad de materiales plásticos y con contactos eléctricos metálicos.



**Imagen 23.** Marcapasos y sus correspondientes electrodos para el sensado y estimulación cardíaca

### 8.4.3. Oftalmología

Los tejidos oculares pueden sufrir diversas enfermedades que conducen a una reducción en la visión y, eventualmente, a la ceguera. Por ejemplo, las cataratas causan una visión nublada. Para resolver dichos problemas, se utilizan las lentes intraoculares (IOL= intraocular lens) que se fabrican en polimetilmetacrilato, elastómeros de silicona u otros.

A los 75 años, aproximadamente, más del 50% de la población padece cataratas lo suficientemente severas como para requerir implantes de IOL. Esto se traduce en más de 1,4 millones de implantes oculares en los Estados Unidos cada año y el doble de ese número en todo el mundo.

En general, la visión correcta se reestablece casi inmediatamente después del implante y los éxitos que se logran con este dispositivo son muy altos. El procedimiento de implantación de IOL es muy sencillo y se lleva a cabo casi siempre sobre pacientes ambulatorios.



**Imagen 24.** Lente de contacto intraocular de siliconas con asas de poliamida

### 8.4.4. Aplicaciones dentales

Dentro de la boca, tanto los dientes como los tejidos que los sostienen pueden deteriorarse a causa de enfermedades bacterianas o, simplemente, como consecuencia del paso del tiempo. Las caries dentales, la desmineralización y la disolución de los dientes asociadas con la actividad metabólica de la placa dental (película viscosa que adhiere a las bacterias a la superficie de los dientes) pueden ocasionar la pérdida parcial o total de la dentadura.

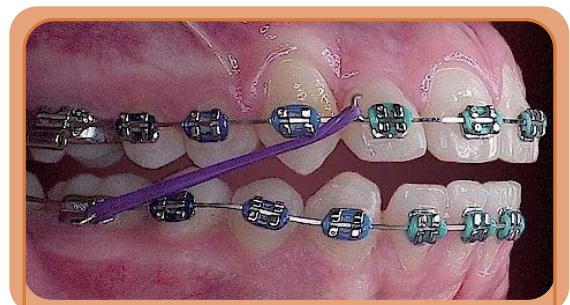
Los biomateriales permiten, a través del empleo de prótesis dentales, fabricadas con diversos cerámicos, polímeros y aleaciones metálicas; de llenados directos con amalgamas (aleaciones de mercurio con determinados metales); de implantes dentales fabricados con titanio y de aparatos de ortodoncia construidos con acero inoxidable, reestablecer adecuadamente la función masticatoria ya sea a través de reparaciones o del reemplazo total de las piezas dentarias perdidas.



**Imagen 25.** Prótesis dentales no permanentes fabricadas con metal, polímero y cerámica



**Imagen 26.** Implantes dentales de titanio comercialmente puro



**Imagen 27.** Aparato de ortodoncia fabricado con acero inoxidable y accesorios de material elastomérico



### 8.4.5. Cicatrización de heridas y reparación de fracturas

Una de las aplicaciones más antiguas de los biomateriales está relacionada con su empleo en la sutura y cierre de heridas. Los antiguos egipcios (aproximadamente 2000 a.C.) ya empleaban hilos de lino para suturas y, en la actualidad, los materiales para suturas incluyen polímeros (el material más empleado para suturas) y algunos metales (acero inoxidable y tantalio).

Dentro de los dispositivos empleados para la reparación de fracturas cabe incluir placas óseas, tornillos, barras, alambres, etc. Aunque se han investigado para estos usos materiales no metálicos (placas óseas de fibras de carbono), la mayoría de los elementos de fijación óseos están fabricados en metales, especialmente, de aceros inoxidables.



**Imagen 28.** Placa de fijación de fracturas con tornillos de sujeción de distintos tamaños

### 8.4.6. Sistemas para la distribución de medicamentos

Una de las áreas de mayor crecimiento en las aplicaciones de implantes es para la distribución en el organismo de medicamentos que tienen un destino específico. Se ha desarrollado gran cantidad de dispositivos que se implantan en el cuerpo, de forma de reservorios de medicamentos que posteriormente son liberados al organismo en forma controlada. En la mayoría de los casos se emplean tipos especiales de polímeros tales como el polióxido de etileno y poli ácido L-láctico, que tienen la particularidad de disolverse en el organismo a la temperatura corporal.

## 8.5. TIPOS Y PROPIEDADES DE LOS BIOMATERIALES

La consideración del sitio anatómico donde estará localizado un implante implica desafíos para el diseñador del dispositivo biomédico ya que se tendrán requerimientos particulares en cuanto a las propiedades del material a utilizar.

Por ejemplo, en **cuanto a las propiedades** mecánicas, dependerá del tipo de dispositivo a fabricar. Una prótesis de cadera debe ser fuerte y rígida; un material para reemplazar un tendón debe ser fuerte y flexible; una válvula de corazón debe ser flexible y dura; una membrana de diálisis debe ser fuerte y flexible; un reemplazo de cartílago de articulaciones debe ser suave y elastomérico (estos materiales presentan alta elasticidad y se pueden deformar mucho antes de que se rompan, como por ejemplo, una banda elástica). En **cuanto a la durabilidad**, un catéter sólo debe durar 3 días, una placa de fijación de huesos debe cumplir su función durante 6 meses o más; una válvula del corazón debe flexionar 80 veces por minuto sin romperse durante toda la vida del paciente (se espera que sea durante 10 años o más); una articulación de cadera no debe fallar bajo cargas pesadas durante más de 10 años. Finalmente, en **cuanto a lo relacionado con las propiedades en volumen**, una membrana de diálisis debe tener una permeabilidad específica; la copa acetabular de la articulación de cadera debe tener lubricidad, y las lentes intraoculares deben tener una claridad y requisitos de refracción específicos. Para reunir todas estas características, se debe recurrir a las bases de la ciencia de materiales, la química, la física, etc.

Todo esto lleva a concluir que el tipo de material empleado en la construcción de un determinado dispositivo biomédico, depende de los factores químicos, físicos y mecánicos a los que se verá sometido.

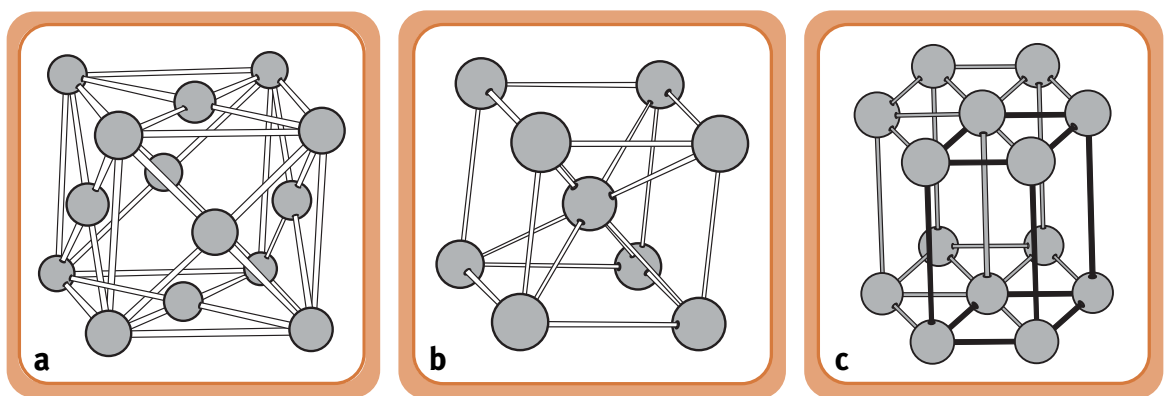
Al mismo tiempo que se ha llevado a cabo un gran esfuerzo para investigar cómo funcionan los biomateriales y cómo perfeccionarlos, muchos de ellos surgieron como resultado de una considerable experiencia acumulada, pruebas y errores, suposiciones inspiradas, y a veces azar. En la actualidad se dispone de una variedad de materiales que realizan satisfactoriamente las funciones biológicas en el cuerpo y los médicos pueden usarlos con razonable confianza, y la función en los pacientes es aceptable. Las complicaciones generadas por los dispositivos biomédicos, de existir, son menores que las que surgen de las enfermedades originales.

Estos materiales pueden ser divididos en materiales metálicos, poliméricos, cerámicos y materiales compuestos.

## 8.6. BIOMATERIALES METÁLICOS

Los metales fueron los primeros materiales que revolucionaron el modo de vida de la humanidad, acompañándola, virtualmente, desde el inicio de su existencia. Salvo algunas excepciones, como lo son los metales preciosos tales como el platino, oro y la plata, por ejemplo, los metales rara vez se encuentran en la naturaleza en forma pura, por lo que tuvieron que desarrollarse métodos para obtenerlos puros. Los metales, en su estado natural, son relativamente blandos; es decir, muy fáciles de deformar. Sin embargo, por medio de diversos tratamientos puede conseguirse que aumenten su dureza. También pueden fabricarse aleaciones, que son mezclas de distintos metales y que originan materiales más duros que sus componentes originales.

La mayoría de los metales y aleaciones metálicas tienen a sus átomos distribuidos según diferentes estructuras cristalográficas, y que se denominan cúbica centrada en las caras (*fcc: face-centered cubic*), cúbica centrada en el cuerpo (*bcc: body-centered cubic*) y hexagonal compacta (*hcp: hexagonal closed-packed*).

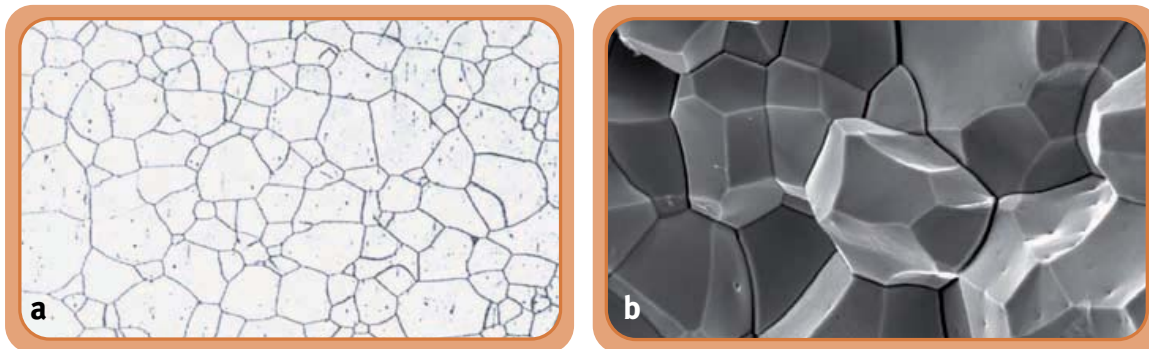


**Imagen 29 a, b y c.** Diferentes estructuras cristalográficas de los metales. **(a)** Cúbica centrada en las caras (fcc); **(b)** cúbica centrada en el cuerpo (bcc) y **(c)** hexagonal compacta (hcp)

A su vez, los metales están formados por una gran cantidad de cristales -o granos- que pueden ser observados al microscopio luego de atacarlos con ciertos reactivos químicos mediante un proceso denominado metalografía; o mediante la fractura de dichos materiales bajo determi-



nadas condiciones, y su posterior observación al microscopio electrónico de barrido. En el primer caso, lo que se observa son los límites de granos, mientras que en el segundo se observan los granos directamente.



**Imagen 30 a y b. (a)** Metalografía de un acero inoxidable donde se aprecian los límites de grano de la aleación. **(b)** Imagen por microscopio electrónica de barrido de titanio comercialmente puro mostrando los granos que forman el material

Los metales y aleaciones se emplean, básicamente, como componentes estructurales, a fin de reemplazar determinadas partes del cuerpo humano. De forma más precisa, puede afirmarse que los materiales metálicos son imprescindibles, hoy por hoy, para aquellas aplicaciones clínicas que requieran soportar carga y eso es debido a dos razones básicas, sus propiedades mecánicas y su resistencia a la corrosión en el organismo humano. Además pueden ser conformados o sea, darle diversas formas, por medio de una gran variedad de técnicas. Todo esto explica su frecuente empleo como biomateriales. En efecto, los metales y las aleaciones encuentran múltiples aplicaciones en ortopedia, especialmente como materiales estructurales en dispositivos para la fijación de fracturas y en sustitución total o parcial de articulaciones; pero también para la fabricación de instrumental. En el ámbito de la odontología se emplean para aplicaciones en ortodoncia para prevenir el desplazamiento de la dentadura, en la construcción de puentes dentales y coronas y en la realización de implantes y prótesis. También suelen emplearse en cirugía para prótesis vasculares y en válvulas cardíacas e injertos vasculares, y en algunos casos como hilo de suturas en cirugía.

Es de destacar que, en términos generales, si se tiene en cuenta que más de las tres cuartas partes de los elementos químicos son metales, el número de materiales metálicos que se utilizan en la fabricación de dispositivos biomédicos es muy limitado. El primer requisito para su utilización en implantes es que deben ser tolerados por el organismo, es decir, ser biocompatibles, por lo que es muy importante que la cantidad de metal que se puedan liberar a los tejidos vivos sea muy baja. Otro requisito también imprescindible es que tengan una buena resistencia a la corrosión, esto es, que no se degraden por efecto del medio que los rodea. La corrosión es un problema general de los metales, más aún si están inmersos en un medio tan hostil como es el organismo humano, y a temperaturas del orden de 37 °C. Algunos metales escapan a este problema, como son los preciosos (platino y oro). Otros, al formar una capa de óxido protectora sobre su superficie, lo pasivan y protegen del proceso corrosivo, tal como ocurre con el titanio y los aceros inoxidable.

Los materiales metálicos más utilizados en la actualidad para la fabricación de implantes son los aceros inoxidable, las aleaciones cobalto-cromo y el titanio puro o aleado con otros metales. Como puede observarse, si bien las aplicaciones de los biomateriales metálicos son múltiples, el número aleaciones metálicas que pueden soportar ese medio tan agresivo que

es el organismo humano es muy reducido. Pero además, los implantes realizados con estos materiales tampoco son enteramente satisfactorios, ya que en muchos casos se producen fallos en su aplicación tales como desgaste, corrosión, liberación de especies químicas al organismo, pérdida de la unión con los tejidos óseos y de la transmisión de esfuerzos a los tejidos circundantes. Dentro de las técnicas que tienden a mejorar su comportamiento en ese sentido, existen algunas expectativas interesantes por la vía de los tratamientos superficiales, e incluso se dispone de tecnologías que hacen que la superficie del sustrato metálico sea bioactiva, lo que posibilita su unión con los tejidos circundantes.

### 8.6.1. Pasos en la fabricación de un implante metálico

Es necesario conocer la secuencia de pasos que son necesarios seguir durante la fabricación de un dispositivo metálico para entender las propiedades de un implante. Puesto que cada dispositivo metálico difiere en los detalles de su manufactura, los pasos que se citarán a continuación son simplemente genéricos.

1. El primer paso consiste en la extracción del mineral desde las minas, su posterior separación y concentración, la extracción química del metal, su purificación y eventual mezcla con otros metales para la fabricación de una aleación metálica.
2. Luego se lo transformará en lingotes, los que posteriormente y, a través de diversos procesos, se los lleva a la forma de barras, tubos, alambres, placas, láminas, polvo, etc.
3. A continuación comienza el proceso de fabricación del dispositivo hasta llegar a su forma preliminar, la que debe ser sometida a modificaciones superficiales que le darán su forma final de utilización.

El fabricante de implantes, generalmente, compra el material en diversos formatos (barras, láminas, tubos, alambres o polvos) y lo manipula hasta darle la forma final por medio de algunos pasos específicos que dependen de la geometría final del implante, las propiedades de conformado y maquinado del metal y el costo de métodos de fabricación alternativos.

Para el caso de la fabricación de una prótesis de cadera de cobalto-cromo, primeramente se funde la aleación y se le vierte en un molde fabricado por una técnica denominada “a la cera perdida”. Cuando el material se enfría, se solidifica, luego se rompe el molde y se tiene una primera versión de la pieza deseada. Posteriormente, a esta pieza se la somete a una serie de pasos, hasta lograr el dispositivo final.



En general, los métodos de fabricación incluyen el fundido y colado de los metales por medio del método de la cera perdida, el maquinado convencional o computarizado (CAD/CAM), la forja, procesos de fabricación a partir de la aplicación de presión y temperatura (denominada “metalurgia de polvos”) y una variedad de procesos de pulidos.

En necesario recurrir a una amplia variedad de métodos de fabricación debido a que no todas las aleaciones para implantes pueden ser procesadas de la misma forma (ya sea desde el punto de vista técnico o económico). Por ejemplo, las aleaciones base cobalto son extremadamente difíciles de maquinar, por eso los implantes se llevan a su forma final ya sea por el método de fundido y colado (método de la cera perdida) o por metalurgia de polvos. Por otra parte, el titanio es relativamente difícil de fundir y por eso es frecuente llevarlo a su forma final por medio de diversas máquinas (tornos, fresas, amoladoras, etc.) en un proceso denominado maquinado, aunque es sabido que el titanio no es considerado como un material fácilmente maquinable.

Otro aspecto de la fabricación de implantes y que forma parte del tratamiento superficial final, implica la aplicación de recubrimientos macro o microporosos. Esto se ha transformado en algo popular en los últimos años como un medio de facilitar la fijación de los implantes sobre el hueso. El recubrimiento poroso puede adoptar varias formas y requiere de diferentes tecnologías de aplicación. Este paso contribuye, enormemente, a las propiedades metalúrgicas finales del implante o dispositivo. Por ejemplo, en algunos casos se procede al sinterizado. Este es un procedimiento en el cual se calienta una pieza metálica (en este caso, el implante) a temperaturas por debajo del punto de fusión del material y, en presencia de partículas metálicas pulverulentas, las que se sueldan entre sí y con la pieza metálica, confiriéndole a ésta, determinadas características superficiales. Esto se produce por medio de un mecanismo difusivo que forma uniones entre las partículas del recubrimiento entre sí y con la superficie del implante.

Una alternativa al tratamiento superficial de sinterizado es el plasma-spray de un metal sobre la superficie del implante. En este caso, un plasma de gas de alta velocidad es cargado con un polvo metálico que es dirigido luego hacia la superficie del implante. Las partículas de polvo son total o parcialmente fundidas y caen sobre el sustrato metálico, solidificándose de manera rápida y formando una superficie porosa.

Otro tratamiento superficial es la implantación iónica (que mejora las propiedades superficiales) y el nitrurado (endurecimiento superficial obtenido por la interacción entre un material metálico y una atmósfera que provee átomos de nitrógeno). En este último caso, un haz de iones nitrógeno de alta energía es dirigido hacia el implante bajo vacío. Según la aleación, este proceso produce una mejora en algunas de las propiedades del implante, tales como dureza superficial y resistencia al desgaste.

Finalmente, los implantes metálicos pueden sufrir una serie de pasos de terminación, que pueden variar con el metal y su fabricante, pero que típicamente incluyen limpieza química y pasivación en ácidos apropiados, o tratamientos electrolíticos controlados para remover las impurezas que quedan embebidas en la superficie del implante y una esterilización posterior. Estos pasos son extremadamente importantes para el rendimiento biológico del implante, ya que es la superficie del mismo la que queda en contacto con el medio biológico.

Además de los materiales empleados en la fabricación de implantes, hay una gran cantidad de aleaciones que se emplean exclusivamente para aplicaciones odontológicas.

Las aleaciones metálicas usadas en restauraciones, prótesis e implantes dentales se dividen en dos grupos: las que contienen metales nobles o preciosos que incluyen al oro, platino, paladio; y las de metales no preciosos, como las aleaciones base plata, níquel, cobalto, cobre, hierro y titanio. Uno de los requisitos que se les exige a estos materiales es su alta resistencia a la corrosión debido a la agresividad del medio con el cual van a interactuar: saliva y fluidos óseos. Otra de las condiciones es su compatibilidad con la dureza y/o suavidad de los tejidos dentarios de modo de no dar lugar a reacciones adversas.

El oro fue, históricamente, el metal de uso predilecto en odontología restaurativa debido a su nobleza, color, resistencia a la corrosión y buena compatibilidad biológica. Tiene una capacidad casi exclusiva de mantener el brillo sin mancharse. Otra de sus propiedades más importante es que permite una menor acumulación de placa dental comparada con otros materiales metálicos. Sin embargo, sus desventajas son dos: en primer lugar, es muy costoso, y en segundo lugar, al igual que la mayoría de los metales puros, es blando y dúctil e inadecuado para soportar tensiones, aunque sean moderadas; por ese motivo se lo combina con otros elementos como plata, paladio, cobre y cinc para mejorar sus propiedades mecánicas. El platino es incorporado a la aleación oro-cobre-plata para mejorar aún más la resistencia mediante la precipitación de una fase rica en platino. Se usa en coronas, dentaduras parciales fijas, conectores y como base para restauraciones de porcelana fundida sobre metal.



**Imagen 32.** Prótesis dental fabricada en una aleación de oro

Las aleaciones base paladio, como paladio-plata, se usan en una gran variedad de aplicaciones dentales incluyendo fusión de porcelana sobre metal, coronas, dentaduras parciales fijas, pilares de varias formas y dentaduras parciales removibles. En general, las aleaciones con alto contenido de paladio y baja plata tienen buena resistencia a la corrosión y al opacamiento generado por compuestos de azufre naturalmente presentes en la saliva.



**Imagen 33.** Prótesis dental fabricada en una aleación de paladio

Las aleaciones de metales no preciosos fueron desarrolladas para sustituir a las aleaciones preciosas por su alto costo, y hacer accesible la reconstrucción dental a todos los niveles económicos. Se las utiliza para la fabricación de coronas, dentaduras parciales fijas, implantes (ya fue mencionado que para su fabricación se emplean el titanio y sus aleaciones), dentaduras parciales removibles, soldaduras y aparatos de ortodoncia (para la corrección de la masticación). Los principales componentes de estas aleaciones son plata, níquel, cobalto, cromo, cobre, hierro y titanio. En contraste con las aleaciones preciosas, éstas no son termodinámicamente estables y su resistencia a la corrosión depende de una delgada película de óxido (pasivante) que se forma en su superficie.



Las aleaciones base níquel combinadas con cromo aumentan su resistencia a la corrosión ya que estas aleaciones forman en su superficie una película de óxido protector debido a su alto contenido en cromo. Otros elementos que aumentan la resistencia a la corrosión son el manganeso y molibdeno.

Las aleaciones base cobalto son usadas para fabricar dentaduras parciales removibles e implantes quirúrgicos (en forma de raíz, tornillo, lámina y subperiósteos). Los elementos agregados a estas aleaciones para fines dentales son cromo, molibdeno, níquel, silicio, tungsteno, manganeso y hierro. Estas aleaciones también tienen buena resistencia a la corrosión debido a la formación de la película protectora de óxido de cromo sobre la superficie del metal.

Las aleaciones base hierro usadas en odontología son los aceros inoxidable fundamentalmente para la fabricación de aparatos de ortodoncia. Son resistentes a la corrosión debido a una película de óxido protector. Sin embargo, bajo ciertas condiciones, los aceros inoxidable son susceptibles al ataque corrosivo.

Las aleaciones base cobre se utilizan para fabricar coronas y puentes. Éstas contienen hasta un 87% de cobre y se lo alea con aluminio, cinc, níquel, hierro, cobalto y manganeso. Estas aleaciones son más atractivas por su color amarillo (semejante al oro) que el color gris metálico de las aleaciones cobalto-cromo o níquel-cromo; sin embargo, su resistencia a la corrosión en el medio oral es menor.

Las amalgamas son aleaciones de mercurio con uno o más metales como plata, estaño y cobre. Son empleadas para restauraciones dentales por caries. Es un material que presenta buenas propiedades mecánicas; sin embargo, posee como desventajas su falta de estética debido a su color metálico y al hecho de que el empleo de mercurio el que puede ser nocivo para la salud del paciente.



**Imagen 34.** Aplicación odontológica de una amalgama base mercurio

Otra aplicación de metales en el cuerpo humano, son los denominados Dispositivos Intrauterinos, más comúnmente conocidos como DIU. Los más usuales consisten en un armazón de material sintético, recubiertos por un arrollamiento de cobre. Este es un caso particular de aplicación de un biomaterial, ya que, si bien el cobre no es biocompatible, justamente, lo que se busca es su efecto tóxico sobre las células (en este caso los espermatozoides) para que cumplan una función anticonceptiva.



**Imagen 35.** Distintos tipos de Dispositivos Intrauterinos (DIU) mostrando el arrollamiento de cobre

## 8.7. MATERIALES CERÁMICOS

Cronológicamente, las cerámicas aparecieron después que los metales y, debido a que nunca existió un período específico en el que fueran las cerámicas el material más relevante, su im-

portancia no quedó plasmada en una *Edad de la Cerámica* equivalente a la *Edad del Hierro* o *Edad del Bronce*, tal como ocurrió con los metales. La fabricación de ladrillos permitió la construcción de casas que resistían a las inclemencias del tiempo, y los recipientes de barro cocido permitieron el almacenamiento de agua y alimentos. Hoy en día, existen muchos tipos de cerámicas que se destacan debido a su gran variedad de propiedades.



**Imagen 36.** Vasija para transportar agua fabricada en material cerámico (arcilla)



**Imagen 37.** “El Laocoonte”, escultura de origen griego, actualmente en el Museo Vaticano. Construida en mármol

Las cerámicas son los materiales más duros que existen, pero por eso mismo no soportan los golpes y se quiebran con mucha facilidad. Existen aplicaciones donde la resistencia a la deformación es fundamental.

En una escultura, cuya forma tiene valor artístico no es de extrañarse casi siempre sean de cerámica, aunque haya que pagar el precio de tener cuidados especiales con ellas puesto que, como es harto sabido, si llegan a caerse se destruirán por completo.

Otra característica de las cerámicas es que resisten muy bien las altas temperaturas: a temperaturas para las cuales otros materiales ya se encuentran en estado líquido, las cerámicas siguen siendo sólidas e incluso, en algunos casos, su dureza aumenta.

Las cerámicas, al no ser reciclables, incrementan sus costos de fabricación. La gran mayoría de ellas son mala conductora de la electricidad y muchas aplicaciones tecnológicas se derivan de esta propiedad: es común ver piezas de cerámica utilizadas como aislantes eléctricos en las líneas de transmisión urbanas. De los biomateriales cerámicos, a primera vista podría pensarse que su principal ventaja es su baja reactividad química por su carácter casi inerte, y que conduce a una buena biocompatibilidad. Pero no todas las biocerámicas son inertes y, de hecho, muchos materiales cerámicos que se utilizan en cirugía reconstructiva se degradan con el tiempo, pero en este caso, es un efecto deseado.



**Imagen 38 a y b.** Aisladores eléctricos para líneas de alta tensión



Las cerámicas con aplicaciones médicas constituyen un interesante campo de investigación y desarrollo para la fabricación y/o fijación de implantes.

Las cerámicas se introdujeron como biomaterial en la década del 70 cuando comenzaban a detectarse fracasos en algunos de ellos utilizados hasta ese momento, como eran el acero inoxidable, las aleaciones base cobalto y el acrílico (polimetilmetacrilato). Los fracasos se debían, entre otras razones, a la encapsulación de estos materiales (recubrimiento por un tejido fibroso), lo que hizo dirigir la mirada hacia las cerámicas en un intento de buscar una buena oseointegración. Sin embargo, la fragilidad de las cerámicas restringió en gran medida su campo de aplicación, seleccionándolas únicamente para aplicaciones que no necesitaran elevadas prestaciones mecánicas, a excepción de la alúmina y la zirconia, que se emplearon y emplean en articulaciones de cadera. Las cerámicas permiten recambiar muchas piezas del cuerpo humano, aunque sus aplicaciones hoy en día están centradas en la fabricación de dispositivos que no deban soportar cargas, como es el caso de la cirugía del oído medio, en el relleno de defectos óseos tanto en cirugía bucal como en cirugía ortopédica y en el recubrimiento de implantes dentales y articulaciones metálicas; pero su futuro como biomaterial es mucho más ambicioso ya que presentan determinadas propiedades que son difíciles de imitar con otros materiales.

Las cerámicas son materiales compuestos por elementos metálicos y no metálicos que se mantienen unidos por enlaces iónicos y/o covalentes. Al igual que en los metales, los enlaces interatómicos en las cerámicas producen un arreglo tridimensional con estructuras cristalinas definidas, pero los vidrios no tienen estructura cristalina alguna (son amorfos). En contraste con los enlaces metálicos, los electrones en los enlaces iónicos y covalentes están localizados entre los iones/átomos que los constituyen, y por ese motivo las cerámicas son malos conductores de la electricidad y del calor. La fuerza de los enlaces iónicos y covalentes hacen de las cerámicas unos materiales duros y frágiles, y que se rompen con muy baja deformación plástica (eventualmente ninguna), y son sensibles a la presencia de defectos o fisuras en ellas. La naturaleza iónica y/o covalente de las cerámicas determina su comportamiento químico.

Aunque las cerámicas y los vidrios no sufren corrosión, presentan alguna forma de degradación cuando son expuestas al medio biológico, siendo el mecanismo de la degradación dependiente del tipo particular de material considerado. Aun las cerámicas consideradas inertes químicamente (alúmina, por ejemplo) experimentan una degradación de sus propiedades mecánicas como consecuencia del contacto con la solución salina del medio biológico.

La mayor desventaja de las cerámicas y los vidrios es su fragilidad y pobres propiedades mecánicas: aunque pueden soportar grandes cargas en compresión, fallan cuando son cargadas en tracción o en flexión; pero son empleados donde la resistencia al desgaste es de vital importancia y se utilizan, generalmente, para reparar o reemplazar tejido conectivo duro del esqueleto. Sin embargo, hay que destacar que el éxito de la aplicación depende de lograr una unión estable entre estos biomateriales y el tejido conectivo.

Para analizar este fenómeno es importante conocer cuál será la respuesta del tejido a la presencia del material implantado y, para ello, se reconocen cuatro situaciones diferentes:

- a) Si el material empleado es tóxico, el tejido circundante muere.
- b) Si el material no es tóxico y es, biológicamente, inactivo (inerte), se forma un tejido fibroso alrededor del material de espesor variable.

- c) Si el material no es tóxico y es, biológicamente, activo (bioactivo), se producen nuevos enlaces químicos entre el material y el tejido que lo rodea.
- d) Si el material no es tóxico pero se disuelve en el medio biológico, el tejido circundante, gradualmente, va reemplazando al material que se va disolviendo.

Dando por evidente la idea de que un biomaterial debe ser no tóxico (eliminando la situación a), quedan por considerar 3 situaciones, obteniendo de ese modo la posibilidad de existencia de cerámicas inertes (tipo b), cerámicas bioactivas (tipo c) y cerámicas reabsorbibles (tipo d).

Las cerámicas inertes producen una respuesta mínima por parte del organismo y llevan al encapsulamiento del material como consecuencia de lo que se denomina respuesta al cuerpo extraño. Estos materiales son, en extremo, estables tanto química como físicamente, y sufren muy poca alteración en contacto con el medio biológico.

Las cerámicas inertes más frecuentemente empleadas son la alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), la zirconia ( $\text{ZrO}_2$ ) y nitruro de silicio ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ). Estos tres materiales tienen la característica de que presentan una alta resistencia a la compresión, una excelente resistencia al desgaste y una inercia química casi total.

La alúmina es la cerámica bioinerte más frecuentemente utilizada y ha venido siendo usada desde hace más de 35 años. Debido a su dureza y a que, adecuadamente, pulida presenta un bajo desgaste se la emplea para fabricar la cabeza del fémur en los reemplazos totales de cadera.



**Imagen 39.** Prótesis total de cadera mostrando la cabeza de fémur fabricada en alúmina



**Imagen 40.** Distintos tipos de cabeza de fémur construida con alúmina

El uso de la alúmina como biomaterial está motivado, fundamentalmente, por su excelente biocompatibilidad, por la formación de una cápsula muy fina de tejido a su alrededor lo que permite la fijación de la prótesis sin cementar; y su baja fricción y baja velocidad de desgaste.

La zirconia también es empleada como esfera articular en reemplazos totales de cadera. Es, fundamentalmente,  $\text{ZrO}_2$  con el agregado de algún óxido metálico tal como el óxido de magnesio ( $\text{MgO}$ ). La ventaja potencial de la zirconia en prótesis bajo cargas es su alta resistencia mecánica y su buena tenacidad, comparada con otras cerámicas. Sin embargo, hasta ahora hay insuficiente cantidad de datos para determinar si esas propiedades conducirán a un éxito clínico luego de más de 15 años de uso.

Las cerámicas bioactivas producen un enlace químico directo con los tejidos, en particular con los huesos. Son materiales cuya superficie es muy reactiva, aunque presentan una baja solubilidad en el medio biológico. Son empleadas frecuentemente para la fijación de implantes en el sistema óseo.

El exponente más importante de esta familia de cerámicas está dado por la hidroxiapatita (HA), cuya fórmula química es  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , que es el componente fundamental (pero no el único) de los huesos vivos, ya que el hueso natural es un material compuesto que contiene aproximadamente 80% de hidroxiapatita (que le proveen dureza) y 20% de fibras colágenas (que le proveen flexibilidad).

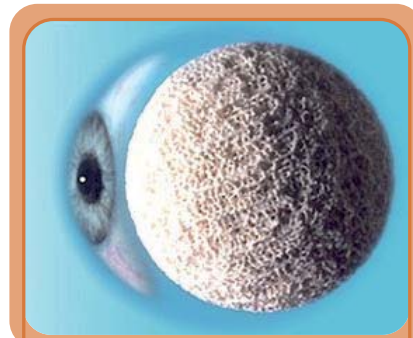
Este material tiene pobres propiedades mecánicas y se lo emplea para aplicaciones que no deben soportar cargas, como por ejemplo, en recubrimientos de acero inoxidable, titanio o aleaciones de cobalto-cromo en implantes óseos y dentales y para reconstrucciones maxilofaciales.



**Imagen 41.** Reemplazo total de cadera con el tallo femoral recubierto con hidroxiapatita

La hidroxiapatita natural, obtenida a partir de corales, también tiene aplicación en la fabricación de prótesis oculares, en las cuales los músculos del ojo se unen, directamente, al implante permitiendo el movimiento de la órbita ocular del mismo modo que lo haría un ojo natural.

Otro grupo de materiales bioactivos son los denominados vidrios bioactivos (como el Bioglass). Se ha demostrado que ciertas composiciones de vidrios se enlazan, químicamente, con los tejidos. Una característica común de estos materiales es una modificación de su superficie que es dependiente del tiempo transcurrido luego de su implantación. La superficie forma una película, biológicamente, activada de hidroxiapatita carbonatada que resulta la interfase enlazante con los tejidos.



**Imagen 42.** Prótesis ocular fabricada con hidroxiapatita

Los materiales que son bioactivos desarrollan una interfase adherente con los tejidos que resistirán esfuerzos mecánicos importantes. La unión con los huesos fue primeramente demostrada para un rango de vidrios bioactivos que contenían dióxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ ), óxido de sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), óxido de calcio ( $\text{CaO}$ ) y óxido de fósforo ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ) en proporciones específicas que hacen que su superficie tenga una alta reactividad cuando son expuestos a un medio acuoso.

Las aplicaciones clínicas de los vidrios bioactivos y los vidrios cerámicos incluyen la cirugía y reemplazo del oído medio, cirugía vertebral y en el mantenimiento de las crestas óseas, como así también en la reparación de defectos dentales.

Por su parte, algunas cerámicas, tienen la particularidad que son destruidas químicamente por el medio biológico o sea reabsorbidas. Los productos químicos generados por su degradación son capaces de ser procesados por las rutas metabólicas normales del organismo sin producir efectos nocivos. La velocidad de su disolución está dada por su composición química y por la relación entre el área expuesta al medio biológico y el volumen del material.

Uno de los exponentes más importantes de este tipo de cerámicas son las de fosfato de calcio, que se vienen empleando en medicina y odontología desde hace aproximadamente 25 años. Las aplicaciones incluyen implantes dentales, tratamientos periodontales, aumento de la cresta alveolar, ortopedia y cirugía maxilofacial y otorrinolaringología.

## 8.8. MATERIALES POLIMÉRICOS

A diferencia de los metales y las cerámicas, los polímeros sintéticos hicieron su aparición mucho más recientemente. Los polímeros sintéticos son materiales orgánicos que se obtienen a partir del petróleo y se caracterizan por su poca resistencia a la temperatura. Cuando se someten a altas temperaturas los *termoplásticos* se derriten mientras que los plásticos *termo-resistentes* se chamuscan o se queman.

Los polímeros son mucho más blandos que los metales y, en cuanto a su conductividad térmica, son mejores aislantes que las cerámicas. Tanto sus propiedades de aislamiento eléctrico como de aislamiento térmico están limitadas por su poca resistencia a la temperatura. A bajas temperaturas el mejor aislante será un polímero, pero a altas temperaturas, las cerámicas siempre serán la mejor opción. En todos aquellos casos en que no es necesaria resistencia a altas temperaturas los polímeros han logrado introducirse en todos los ámbitos, desplazando muchas veces a otros materiales más consolidados. Las bolsas del mercado están hechas de *polietileno* y dejaron en el olvido a aquellas hechas de fibras naturales. El *poliéster*, a su vez, compite también con bastante éxito con las fibras naturales en la industria del vestido. Los polímeros más duros han reemplazado a las cerámicas en la fabricación de vasos y platos que no se rompen al caer y, también, pueden reemplazar a los metales en la fabricación de tornillos y otros componentes estructurales en máquinas ligeras.

Los *biomateriales poliméricos*, ampliamente utilizados en clínica, deben su éxito a las enormes posibilidades que presentan, tanto en variedad de compuestos como en la posibilidad de fabricarlos de muy distintas formas con características bien determinadas y con facilidad de conformarlos en fibras, tejidos, películas o bloques. Pueden ser tanto *naturales* como *sintéticos* y, en cualquier caso, se pueden encontrar formulaciones *bioestables* (con carácter permanente y particularmente útiles para sustituir de forma parcial o total tejidos u órganos lesionados o destruidos) o *biodegradables* (con carácter temporal, con una funcionalidad adecuada durante un tiempo limitado, el necesario mientras el problema subsista).

Existen aplicaciones de polímeros tanto en *implantes quirúrgicos* como en *membranas protectoras* o en *sistemas de dosificación de fármacos* y tienen, particular importancia, los cementos óseos acrílicos que han encontrado importantes campos de aplicación, en particular, en odontología y traumatología dadas las ventajas que presentan frente a otros cementos, como son su fácil aplicación y su rápida polimerización. Sin embargo, por desgracia presentan desventajas, tales como el calor que se desprende durante la polimerización que conduce en muchos casos a problemas de toxicidad y a la contracción que sufre una vez endurecido lo que origina movilidad de la prótesis fijada. Sin embargo, pese a estos problemas, su utilización hoy por hoy es, prácticamente, insustituible.

La palabra polímero proviene de las palabras griegas *Poly* y *Mers* que significan muchas partes. Son grandes moléculas (o macromoléculas) formadas por la unión de muchas pequeñas moléculas (denominadas monómeros) que pueden ser iguales o diferentes. Cuando en particular

se unen entre sí más de un tipo de moléculas (monómeros), la macromolécula resultante se denomina copolímero. Como los polímeros se forman por la unión de un gran número de moléculas pequeñas tienen altos pesos moleculares. Es frecuente que los polímeros tengan pesos de 100.000 gramos por mol o mayores.

Los polímeros pueden ser de tres tipos:

- 1. Polímeros naturales:** provenientes directamente del reino vegetal o animal. Por ejemplo: celulosa, almidón, proteínas, caucho natural y ácidos nucleicos.
- 2. Polímeros artificiales:** son el resultado de modificaciones mediante procesos químicos de ciertos polímeros naturales. Por ejemplo: nitrocelulosa.
- 3. Polímeros sintéticos:** son los que se obtienen por procesos de polimerización controlados por el hombre a partir de materias primas de bajo peso molecular. Ejemplo: nylon, polietileno, y cloruro de polivinilo.

A su vez, otros elementos tales como el silicio, también, forman polímeros llamados polímeros inorgánicos (por ejemplo, siliconas).

Los polímeros se clasifican en termoplásticos y en termoestables. Los termoplásticos son aquellos polímeros sintéticos que, para darles forma (conformarlos), se requiere de la aplicación de calor previo al enfriamiento que les confiere su forma definitiva. Estos materiales pueden ser recalentados y reformados varias veces sin sufrir cambios significativos en sus propiedades. Muchos termoplásticos poseen una larga cadena principal de átomos de carbono unidos en forma covalente. A veces existen átomos de nitrógeno, oxígeno o azufre unidos por enlace covalente en la cadena molecular principal. A esta cadena también se les pueden unir otros átomos o grupos de átomos en forma covalente. En este grupo de termoplásticos, las cadenas moleculares se unen entre sí por enlaces secundarios (denominados enlaces dipolo-dipolo o puentes de hidrógeno).

Por su parte, los polímeros sintéticos termoestables son los fabricados con una forma permanente y endurecida por reacciones químicas. No se pueden refundir y son degradados o descompuestos por calentamiento a temperatura elevada. Por ese motivo, los plásticos termoestables no se pueden reciclar. El término termoestable (la palabra griega *therme* significa calor), deriva del hecho de que el calor es necesario para el endurecimiento permanente del polímero. De todos modos existen muchos plásticos llamados termoestables que han sido endurecidos o vulcanizados (en el caso de los elastómeros o gomas) a temperatura ambiente solamente por una reacción química. Muchos plásticos termoestables constan de una red de átomos de carbono unidos con enlaces covalentes para formar un sólido rígido. Pero, a veces, hay átomos de nitrógeno, oxígeno, azufre u otros enlazados en forma covalente formando parte de la red estructural termoestable.

El primer polímero artificial se originó como resultado de un concurso realizado en los Estados Unidos de Norteamérica en 1860, cuando el fabricante estadounidense de bolas de billar Phelan and Collander ofreció una recompensa de 10.000 dólares a quien consiguiera un sustituto aceptable del marfil natural destinado a la fabricación de bolas de billar. Una de las personas que compitieron fue el inventor norteamericano Wesley Hyatt, quien desarrolló un método de procesamiento a presión de la piroxilina (un nitrato de celulosa de baja nitración) tratado previamente con alcanfor y una cantidad mínima de alcohol como solvente. Si bien Hyatt no ganó el premio,

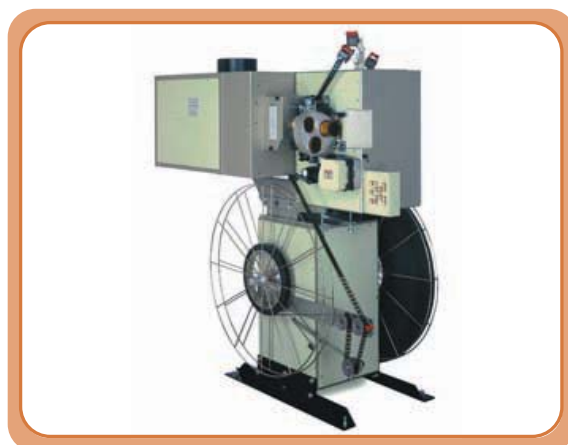


su producto, patentado con el nombre de celuloide, se utilizó para fabricar diferentes objetos. Este tuvo un notable éxito comercial a pesar de ser inflamable y de su deterioro al exponerlo a la luz.



**Imagen 43.** Bolas de billar fabricadas con material polimérico

El celuloide comenzó a fabricarse, industrialmente, disolviendo celulosa –un hidrato de carbono obtenido de las plantas– en una solución de alcanfor y etanol y nitrando (tratándolo con ácido nítrico) posteriormente la mezcla. Con él se empezaron a fabricar distintos objetos como mangos de cuchillo, armazones de lentes y películas cinematográficas. Sin el celuloide, no hubiera podido iniciarse la industria cinematográfica a finales del siglo XIX. Puede ser ablandado repetidamente y moldeado de nuevo mediante calor, por lo que pertenece a la familia de los termoplásticos.



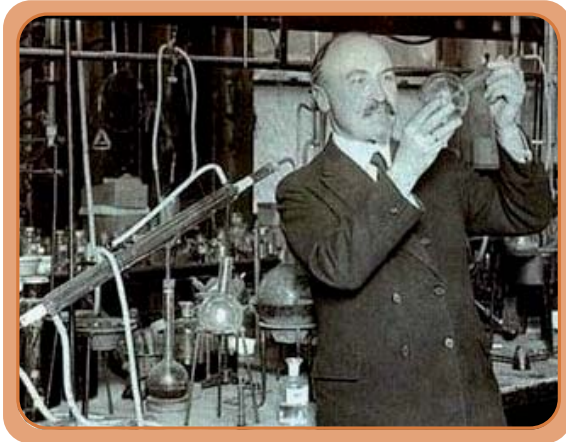
**Imagen 44 a y b.** Rollos de celuloide para la industria cinematográfica y proyector de películas

En 1909 el químico norteamericano de origen belga, Leo Hendrik Baekeland, sintetizó un polímero de interés comercial a partir de moléculas de fenol y formaldehído. Este producto podía moldearse a medida que se formaba y resultaba duro al solidificar. No conducía la electricidad, era resistente al agua y los disolventes pero, fácilmente, mecanizable. Se lo bautizó con el nombre de baquelita (o bakelita) y fue el primer plástico, totalmente, sintético de la historia. Con él se han fabricado miles de productos que incluyen teléfonos, carcasas de radios, mangos de planchas, accesorios para automóviles, etc. Baekeland nunca supo que, en realidad, lo que había sintetizado era lo que hoy conocemos con el nombre de copolímero.

Otra cosa que Baekeland desconocía era que el alto grado de entrecruzamiento de la estructura molecular de la baquelita le confería la propiedad de ser un plástico termoestable, es decir que puede moldearse apenas concluida su preparación. En otras palabras, una vez que se en-



fría la baquelita no puede volver a ablandarse. Esto la diferencia de los polímeros termoplásticos que pueden fundirse y moldearse varias veces debido a que las cadenas pueden ser lineales o ramificadas; pero no presentan entrecruzamiento de moléculas entre sí.



**Imagen 45 a y b.** Leo Hendrik Baekeland, inventor de la Bekelita y uno de los amplios usos del materia

Aunque el conocimiento de la estructura química de un polímero parecería ser un tema de poca relevancia para quien diseñe un dispositivo biomédico es, realmente, muy importante ya que, dicha estructura, regula la mayoría de sus propiedades. Muchos de los procesos empleados para diseñar plásticos se basan en optimizar sus propiedades a través de la correcta manipulación de la estructura básica del polímero. Por ejemplo: se emplean técnicas especiales para procesar fibras poliméricas debido a que las mismas tienen más rigidez y resistencia a lo largo de las fibras que la que tiene el polímero desorientado a partir del cual se las fabrica (esto es debido a un proceso especial que se ha usado durante su fabricación y que ha sido empleado para orientar los enlaces covalentes de la cadena polimérica en dirección axial a la fibra). El diseño de tal proceso hubiese sido imposible sin el conocimiento de la estructura química del polímero.

En cuanto a las propiedades mecánicas de los polímeros sintéticos, los **plásticos** rígidos como el **poliestireno**, el polimetilmetacrilato o los **policarbonatos** pueden soportar una gran tensión, pero no demasiada deformación antes de su ruptura; además son poco tenaces. Se concluye que estos materiales son resistentes, pero no muy duros y rígidos.

Por su parte, el **polietileno** y el **polipropileno** son **plásticos** flexibles y difieren de los plásticos rígidos, en el sentido de si se ejerce demasiada tensión sobre ellos finalmente se deformará y, una vez que se ha deformado lo suficiente, lo hará cada vez con mayor facilidad.

Finalmente, los **elastómeros** como el **poliisopreno**, el **polibutadieno** y el **poliisobutileno** muestran un comportamiento mecánico, completamente, diferente del de los otros tipos de materiales ya que pueden ser fácilmente deformado (estirado), pero esto no le da demasiada utilidad, a menos que el material pueda volver a su tamaño y forma original una vez que el estiramiento ha terminado; y ésta es una propiedad fundamental de los elastómeros (las banditas de goma no servirían de nada si sólo se estiraran y no recobrarán su forma original).

A bajas temperaturas, los polímeros de cadena larga son vítreos: sólidos poco elásticos que con un fuerte impacto se fracturan. Cuando se eleva la temperatura se llega a un momento en

el cual un polímero muy cristalino se vuelve flexible y moldeable. Se dice que es un termoplástico porque la aplicación de calor lo ha hecho plástico (moldeable). A medida que se eleva más la temperatura, el polímero alcanza la temperatura de fusión cristalina, a la cual los cristalititos se funden y las moléculas individuales se deslizan entre sí.

La degradación de los polímeros requiere de la rotura de su estructura molecular y esto puede ocurrir, o bien por la alteración de los enlaces covalentes a lo largo de la cadena, o por la alteración de la interacción entre cadenas poliméricas entre sí. Estos fenómenos (que pueden ocurrir simultáneamente) se deben a procesos denominados hidrólisis (rotura debida a la presencia de moléculas de agua) y oxidación (serie de reacciones químicas en las que la especie que la genera suele ser el oxígeno o debido a altas temperaturas). Los productos liberados como consecuencia de la degradación de los polímeros pueden inducir reacciones adversas en el organismo que causan complicaciones clínicas. Sin embargo, existe una familia de polímeros denominados biodegradables (empleados para suturas, fijación de fracturas o para la liberación controlada de medicamentos) que en el organismo se degradan en pequeños fragmentos (que inclusive pueden ser los mismos monómeros) y que son eliminados por el organismo a través de procesos metabólicos normales.

### 8.8.1. Polímeros más comunes empleados como biomateriales

El consumo de polímeros o plásticos ha aumentado en los últimos años y la tarea del ingeniero biomédico será seleccionar un biomaterial cuyas propiedades se asemejen lo más posible a aquellas partes que se intente reemplazar y, en orden de elegir un tipo de polímero para una aplicación particular, las propiedades de los polímeros utilizables deben ser previamente conocidas.

Los homopolímeros están compuestos por la repetición de un solo tipo de monómero y en la imagen 46 se muestran las estructuras químicas de algunos de ellos.

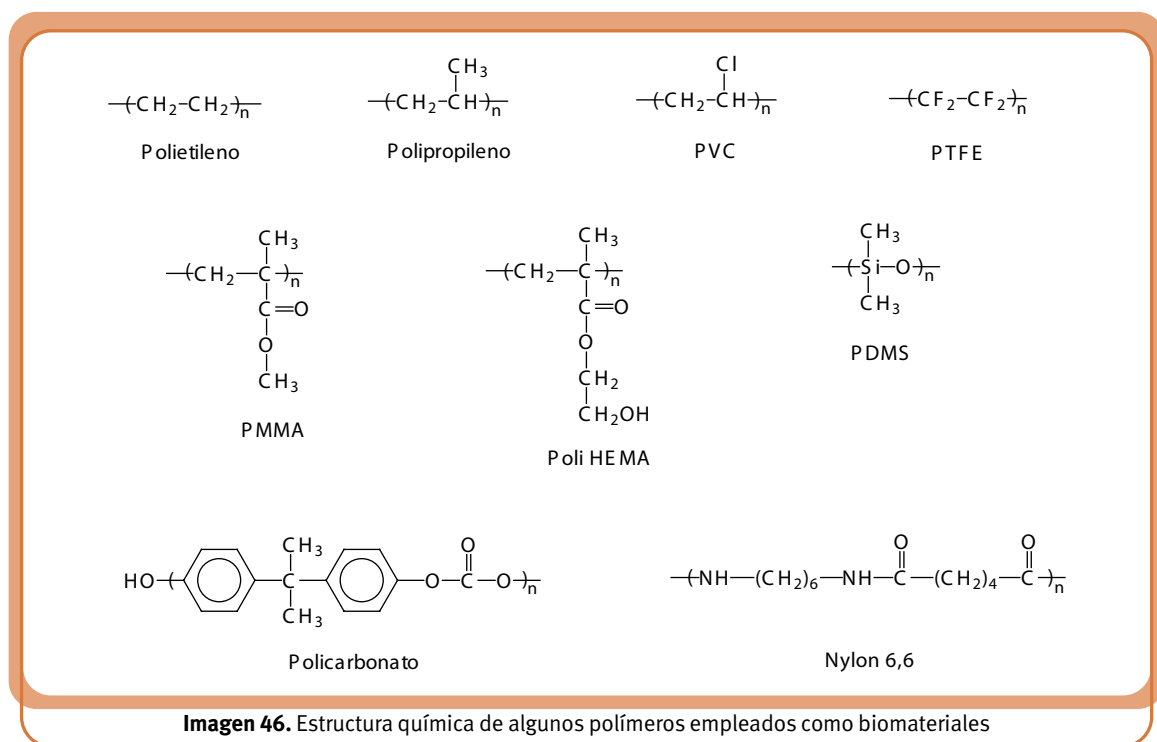


Imagen 46. Estructura química de algunos polímeros empleados como biomateriales

El *polietileno* es el polímero de mayor empleo y sus aplicaciones van desde materiales de construcción y aislantes eléctricos hasta material de empaque. Es barato y puede moldearse a casi cualquier forma, extruirse para hacer fibras o soplarse para formar películas delgadas. Según la tecnología que se emplee se pueden obtener varios tipos de polietileno.

El polietileno de baja densidad se fabrica de dos maneras: a alta presión o a baja presión. En el primer caso se emplean los llamados iniciadores de radicales libres como catalizadores de polimerización del etileno. El producto obtenido es el polietileno de baja densidad ramificado. Cuando se polimeriza el etileno a baja presión se emplean catalizadores especiales (denominados tipo Ziegler-Natta) y se usa el 1-buteno como comonómero. De esta forma es como se obtiene el propileno de baja densidad lineal que posee características muy particulares, como la de poder hacer películas delgadas y resistentes.

Cuando se polimeriza el etileno a baja presión y en presencia de catalizadores Ziegler-Natta, se obtiene el polietileno de alta densidad (HDPE). La principal diferencia es la flexibilidad debido a las numerosas ramificaciones de la cadena polimérica a diferencia de la rigidez del HDPE. Se emplea para hacer recipientes moldeados por soplado, como botellas y caños plásticos (flexibles, fuertes y resistentes a la corrosión).

El polietileno, en fibras muy finas con forma de red, sirve para hacer cubiertas de libros y carpetas, tapices para muros, etiquetas y batas plásticas.

Para aplicaciones biomédicas, el polietileno es empleado en su forma de alta densidad debido a que el de baja densidad no puede soportar las temperaturas de esterilización.

Empleado en tubos para drenajes y catéteres, hilos de sutura, cirugía plástica, etc. En su forma de ultra alto peso molecular (UHMW) se emplea como componente acetabular en los reemplazos de cadera, de rodilla y articulaciones de la mano.

Este material tiene una buena tenacidad, resistencia a las grasas y aceites y tiene un costo relativamente bajo.



**Imagen 47 a y b.** Cotilo de un implante total de cadera e implante de dedo de la mano fabricados en Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMW)

El *polipropileno* (PP) se produce desde hace mucho tiempo pero, su aplicación data de los últimos veinte años, debido a la falta de producción directa, pues siempre fue un subproducto de las refinerías o de la desintegración del etano o etileno.

El polipropileno posee una alta cristalinidad por lo que sus cadenas quedan bien empaçadas y producen resinas de alta calidad.

Se lo utiliza para elaborar bolsas de freezer y microondas ya que tienen una buena resistencia térmica y eléctrica; además de baja absorción de humedad.

Otras propiedades importantes son su dureza, resistencia a la abrasión e impacto, transparencia y no es tóxico.

Asimismo se usa para fabricar carcasas, juguetes, valijas, jeringas, baterías, tapicería, ropa interior y ropa deportiva, alfombras, cables, selladores, partes automotrices y suelas de zapatos.

En cuanto a las aplicaciones biomédicas, el polipropileno está relacionado químicamente con el polietileno y tiene una alta rigidez, buena resistencia química y alta tensión de ruptura. Su resistencia a la fisura por tensiones es superior a la del polietileno y es empleado en las mismas aplicaciones.

El *cloruro de polivinilo* (PVC) se obtiene polimerizando el cloruro de vinilo. Existen dos tipos de cloruro de polivinilo, el flexible y el rígido. Ambos tienen alta resistencia a la abrasión y a los productos químicos. Pueden deformarse linealmente hasta 4 veces y se suele copolimerizar con otros monómeros para modificar y mejorar la calidad de la resina. Las resinas de PVC casi nunca se usan solas sino que se mezclan con diferentes aditivos.

El PVC flexible se destina para hacer manteles, cortinas para baño, muebles, alambres y cables eléctricos. El PVC rígido se usa en la fabricación de tuberías para riego, juntas, techado y botellas. En aplicaciones biomédicas, el PVC es usado, principalmente, en mangueras y bolsas para transfusiones de sangre, alimentación y diálisis; catéteres, etc. El PVC puro es un material duro y frágil, pero con la adición de plastificantes, se lo transforma en flexible y blando. El PVC tiene problemas para aplicaciones a largo plazo debido a que los plastificantes pueden ser disueltos por los fluidos corporales. Si bien esos plastificantes tienen baja toxicidad, su pérdida hace que el PVC se transforme en menos flexible y quebradizo.



**Imagen 48 a y b.** Aplicaciones médicas de mangueras y bolsas fabricadas en PVC

El *politetrafluoretileno* (PTFE), también conocido como Teflón®, tiene la misma estructura que el polietileno, excepto que los átomos de hidrógeno son reemplazados por flúor. El PTFE es un polímero muy estable tanto térmico como químicamente y, por ello, es muy dificultoso su procesamiento. Es muy hidrófobo (rechaza al agua y, por ende, es difícil mojarlo) y tiene exce-



lente lubricidad. Fue el polímero seleccionado originalmente por Sir Charnley para los implantes totales de cadera pero, posteriormente, debido a la aparición de fallas, fue reemplazado por el UHMW. En su forma microporosa es empleado para injertos vasculares.

El *polimetilmetacrilato* (PMMA) es un polímero de cadena lineal hidrófobo, vítreo a temperatura ambiente y se lo reconoce, por sus nombres comerciales tales como Lucite® o Plexiglas® (o más comúnmente acrílico). Tiene una muy buena transparencia a la luz, tenacidad y estabilidad, lo que hace de él un excelente material para lentes intraoculares y lentes de contacto duras. También se lo emplea en determinados reemplazos de cadera para cementar el tallo femoral metálico al fémur y la copa acetabular a la cadera.

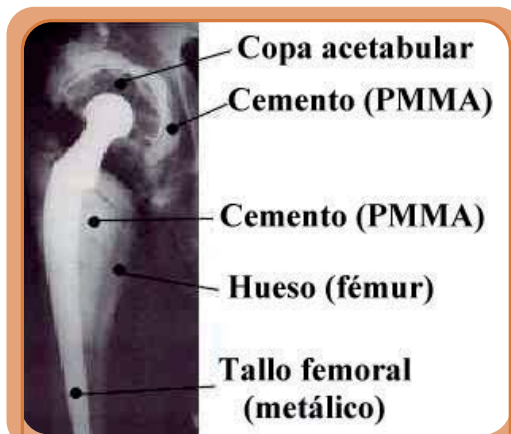
Las lentes de contacto blandas son fabricadas a partir de la misma familia de polímeros pero con la adición de un grupo  $-CH_2OH$  al grupo lateral del PMMA, resultando en el poli-2-hidroxietilmetacrilato (Poli HEMA). El grupo  $-CH_2OH$  adicional produce que el polímero sea hidrófilo (fácilmente mojado por el agua). Para lentes de contacto blandas, el poli-HEMA es, levemente, entrecruzado con el dimetacrilato de etilenglicol (EGDM) para evitar que el polímero se disuelva cuando está hidratado. Cuando el poli-HEMA está completamente hidratado se transforma en un hidrogel dilatado (esta clase de polímeros será discutida más adelante).

El polidimetilsiloxano (PDMS) es un polímero extremadamente versátil y es el único en el cual la cadena carbonada es reemplazada por un esqueleto de silicio-oxígeno. Sus propiedades mecánicas son menos susceptibles a los cambios de temperatura.

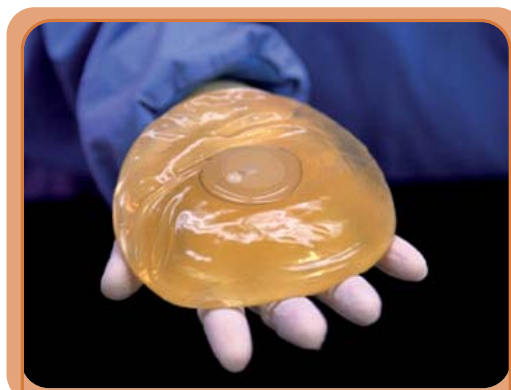
El PDMS es empleado en catéteres y mangueras de drenaje como aislante en marcapasos y como componentes de algunos sistemas de injertos vasculares. Se emplea también para las membranas oxigenadoras debido a su alta permeabilidad de oxígeno. Por su excelente flexibilidad y estabilidad es utilizado en una variedad de prótesis tales como articulaciones de dedos, válvulas de corazón, implantes de pechos, narices, orejas y barbillas.



**Imagen 49.** Cabezas de fémur fabricadas en PTFE y daño producido en algunas de ellas



**Imagen 50.** Radiografía de un implante total de cadera cementado



**Imagen 50.** Prótesis mamaria de Polidimetilsiloxano



El *Nylon* es el nombre dado por la empresa Du Pont® a una familia de poliamidas. El Nylon se produce por la reacción entre diaminas con diácidos y es empleado para suturas quirúrgicas. Para el caso de suturas reabsorbibles (no hace falta su extracción, sino que el cuerpo la degrada lentamente), se emplean suturas de ácido poliglicólico.



**Imagen 52.** Aplicación de sutura no reabsorbible de Nylon

Otro de los materiales poliméricos empleado como biomaterial es el Ácido Poly-L-Láctico que se emplea para la fijación de rotura de ligamentos, pero que luego de determinado periodo de tiempo se reabsorbe y disuelve.



**Imagen 53 a y b.** Tornillos y clavos de ácido-Poliláctico para la fijación de rotura de ligamentos

Los *poliuretanos* son copolímeros que pueden ser de dos tipos, flexibles o rígidos y son empleados en aislamiento de conductores en marcapasos, injertos vasculares, vejigas artificiales, etc.

## 8.9. MATERIALES COMPUESTOS O “COMPOSITES”

Un material compuesto es un material que está formado por dos materiales diferentes, combinados de modo tal que se puedan aprovechar las propiedades mecánicas ventajosas de cada uno de ellos.

Un ejemplo típico de material compuesto es el plástico reforzado con fibras. Entre estos el más común es la fibra de vidrio (fiberglass) que está formado por pequeñas fibras de vidrio (glass fibers) encapsuladas por medio de una resina de poliéster. Las fibras de vidrio son muy duras, pero al doblarse se quiebran con facilidad. El poliéster es muy flexible y fácil de deformar.

Cuando los dos materiales se combinan, el plástico que sostiene a las fibras evita que éstas se doblen y quiebren, mientras que las fibras no permiten que el conjunto se deforme. De este modo, se consigue un material mucho más resistente a la rotura que cada uno de los materiales que lo constituyen.

Con fibra de vidrio se fabrican desde carrocerías de automóviles hasta tablas de surf. Otro ejemplo de plástico reforzado con fibras es la fibra de carbono que se utiliza para fabricar bicicletas de carrera o raquetas de tenis, debido a que combina una alta resistencia mecánica con un muy bajo peso. Otro material compuesto de amplia utilización son las llamadas fibras aramídicas conocidas comercialmente como Kevlar, que por su alta resistencia mecánica, a los impactos y bajo peso, se emplea para la fabricación de carrocerías de automóviles de competición.



**Imagen 54.** Carrocería de automóvil de competición fabricada con fibra aramídica Kevlar

Si bien la aplicación de materiales compuestos como biomaterial es de reciente data (aproximadamente 30 años), y su utilización está orientada a la fijación de fracturas, cemento óseo, reemplazo de cartílagos, tendones y ligamentos, etc., ha tenido mucho éxito en la fabricación de piernas artificiales.

Recientemente, ha tenido mucha repercusión periodística la participación del sudafricano Oscar Pistorius en la carrera atlética Golden Gala de Roma. Pistorius es un atleta paralímpico de 21 años, al que le faltan las dos piernas y que se apoya en dos prótesis de carbono, y que terminó segundo en la prueba de los 400 metros invitación participando contra atletas sin discapacidad. Tanto fue el suceso, que la Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo se encuentra en una encrucijada: ¿lo dejarán o no participar en los próximos Juegos Olímpicos a llevarse a cabo en Pekín?



**Imagen 55 a y b.** Imagen del atleta sudafricano Oscar Pistorius con sus prótesis de fibra de carbono

El empleo de estos materiales compuestos se está extendiendo de manera vertiginosa y ya se ha comenzado a aplicar en la fabricación de prótesis para reemplazo total de caderas.



**Imagen 56.** Tallo femoral para el reemplazo total de cadera fabricado en fibra de carbono

Muy pocas personas, si es que existe alguna, han podido prever hace 50 años qué tipo de materiales dominaría la tecnología biomédica actual. Sin embargo, a pesar de lo reciente del campo de los biomateriales, el avance en la ciencia y tecnología ha permitido emplear todos los materiales disponibles bajo todas las formas concebibles y se han desarrollado enorme cantidad de materiales sintéticos que tienen la virtud de poder ser sintetizados a bajo costo.

Todo lo expuesto pone de manifiesto que, a pesar del supuesto trasfondo de “ciencia ficción” de “El Hombre Nuclear”, cada vez se está más cerca de poder hacer lo que se mencionaba al principio del video y reemplazar cualquier parte del cuerpo humano que esté ausente o que presente enfermedades. En un fascículo de la prestigiosa revista *National Geographic*, de diciembre del año 1989 apareció un artículo en el que se hacía referencia a este hecho y que se titulaba “El Hombre Biónico: Reconstruyendo al cuerpo humano desde la nariz hasta los pies”.

En la actualidad hay innumerables casos en los que se ha aplicado esa frase. Un caso resonante es el de Jesse Sullivan, en los Estados Unidos de Norteamérica, quien ha perdido sus brazos en un accidente laboral y estos han sido reemplazado por prótesis artificiales. Es por ese motivo que con total justicia se lo nombra como “el primer hombre biónico”. Ahora sabemos que todo esto no se trata de ciencia-ficción, pero la pregunta que hoy nos formulamos es

**¿hasta dónde puede llegar la ciencia en la elaboración de estos dispositivos biomédicos que permiten una mejor calidad de vida?**

El avance en el campo de los biomateriales es incesante y no es de extrañar la periodicidad con que encontramos noticias relacionadas con este tema. Tampoco debe extrañarnos el hecho de que muchos de los avances en este campo provienen de investigadores y laboratorios argentinos, partiendo desde aquel lejano recuerdo de 1969 donde unos de los gigantes de la cirugía cardiovascular, el norteamericano Denton Cooley im-



**Imagen 57.** The “Bionic Man” (National Geographic, diciembre/1998)



**Imagen 58.** Jesse Sullivan, llamado “El Primer Hombre Biónico”, con sus prótesis de extremidades superiores



plantaba en el Texas Heart Institute el primer corazón artificial de la historia, desarrollado por el doctor argentino Domingo Liotta. Este corazón fue puesto en el paciente a la espera de un trasplante definitivo que se realizó 64 horas después.



**Imagen 59 a y b.** Domingo Liotta, creador del primer corazón artificial e imagen del corazón por él creado

Como corolario de lo expuesto, es de manifestar que un aspecto importante a destacar es que los biomateriales empezaron siendo materiales industriales a los que se les pedía que cumplieran con ciertos requisitos de biocompatibilidad; pero en la actualidad se diseñan, fabrican y procesan muchos biomateriales con el único fin de que tengan una aplicación en el campo médico, es decir, cada biomaterial se sintetiza y elabora, específicamente, para cada sistema o aparato médico.

Actualmente, se utilizan sistemas informáticos para el diseño de implantes que permite la fabricación de, por ejemplo, prótesis desarrolladas en función del estado en que se encuentra el paciente y/o del tipo de fractura que se trata, y se llevan a cabo modelados y simulaciones numérica del comportamiento de órganos, para posibilitar el desarrollo de nuevos y mejores implantes. Si bien estos hechos no son nuevos en el campo de la ingeniería, le dan una enorme versatilidad e interés al campo de los biomateriales; campo que, en constante evolución, ofrece excelentes oportunidades para el desarrollo de nuevos sistemas y la expansión de las aplicaciones actuales. Sin embargo, esto requiere estudios de investigación avanzados para definir los verdaderos límites o las propiedades necesarias para la sustitución de tejidos con fiabilidad a largo plazo.

El trabajo en el campo de los biomateriales implica necesariamente un trabajo coordinado entre expertos de distintas áreas de conocimiento (químicos, físicos, ingenieros, médicos, odontólogos, etc.). Sin esta coordinación, absolutamente imprescindible, no se podría alcanzar el objetivo final del biomaterial, que requiere la realización de muchas etapas, que se inicia con la fabricación del material a utilizar, se sigue con el procesado y su control tanto de calidad como biosanitario, y se finaliza con la aplicación clínica y seguimiento de la misma. Como se mencionó anteriormente, para cada necesidad hay que diseñar y fabricar un biomaterial específico y la selección de expertos será diferente.

A pesar de las dificultades surgidas y de los innumerables fracasos asociados, es de esperar que la ciencia de los biomateriales continúe expandiéndose y, para ello, tiene que superar una enorme cantidad de desafíos ingenieriles, algunos de los cuales son el desarrollo de nuevos materiales, en especial los poliméricos y los compuestos; la aplicación de la nanotecnología en el campo de los biomateriales; el diseño de superficies que asegure que un implante sea biocompatible y que quede correctamente fijado al organismo (para evitar su extracción temprana); el desarrollo de sensores y órganos artificiales, etc. Estos ejemplos pueden servir como estímulo para futuras investigaciones que conduzcan a una nueva dimensión en la ciencia de los biomateriales en el tercer milenio.

## Bibliografía y Webgrafía

- G.S. Duffó, Biomateriales, una mejor calidad de vida, EUDEBA, serie Ciencia Joven, Buenos Aires, (2006).
- B. Ratner, A. Hoffman, F. Schoen and J. Lemons. Biomaterials Science. An introduction to Materials in Medicine. Academic Press, San Diego, USA (1986).
- R.Macchi. Materiales dentales. Ed. Médica Panamericana, 3ra Edición, Buenos Aires (2000).
- Implantes Ortopédicos  
<http://imeco.com.ar/home/>
- La Física En La Medicina  
<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/fis.htm>
- M. Vallet-Regi, Biomateriales: Repuestos para el cuerpo humano, Discurso de Ingreso Real Academia de Ingeniería, España (2004).  
[http://www.real-academia-de-ingenieria.org/docs/2007/11/20/22440001\\_4\\_8\\_0.pdf](http://www.real-academia-de-ingenieria.org/docs/2007/11/20/22440001_4_8_0.pdf)
- Orthopedics History,  
<http://www.merrymoon.com/History.htm>
- The history of the Annual International Biomaterials Symposium & Annual Meeting of the Society of Biomaterials,  
<http://www.clemson.edu/centers-institutes/cwhall/index.html>
- R.H.Alvarez, Válvulas cardíacas protésicas: Revisión actualizada. Revista de Posgrado de la Vía Cátedra de Medicina, 137, 19-32, Septiembre 2004  
<http://med.unne.edu.ar/revista/revista137/valvulas.htm>
- Centro de Microcirugía Ocular, Lentes intraoculares  
[www.microcirugiaocular.net/cirugias\\_lentesintra.asp](http://www.microcirugiaocular.net/cirugias_lentesintra.asp)
- C.P. García G., Propiedades mecánicas de los materiales, Universidad Nacional de Colombia, Medellín,  
<http://www.unalmed.edu.co/~cpgarcia/mecanicas.PDF>
- Los Biomateriales  
[http://essa.uncoma.edu.ar/academica/materias/morfo/ARCHIVOPDF5/10-LOS\\_BIOMATERIALES.pdf](http://essa.uncoma.edu.ar/academica/materias/morfo/ARCHIVOPDF5/10-LOS_BIOMATERIALES.pdf)
- Los biomateriales y sus aplicaciones  
[http://www.uam.mx/difusion/casadeltiempo/28\\_iv\\_feb\\_2010/casa\\_del\\_tiempo\\_eIV\\_num2\\_8\\_55\\_58.pdf](http://www.uam.mx/difusion/casadeltiempo/28_iv_feb_2010/casa_del_tiempo_eIV_num2_8_55_58.pdf)
- Biomateriales para la rehabilitación del cuerpo humano  
<http://www.conacyt.mx/comunicacion/revista/articuloscompletos/pdf/biomateriales.pdf>



- **Biomateriales y dispositivos biomédicos: hacia la sofisticación y el reuso**  
*<http://www.hpc.org.ar/images/revista/169-v3p86.pdf>*
- **El futuro de los biomateriales**  
*[http://www.fenin.es/pdf/prospectiva\\_biomateriales.pdf](http://www.fenin.es/pdf/prospectiva_biomateriales.pdf)*
- **Biomateriales para el hombre biónico del futuro**  
*<http://www.ibercajalav.net/img/biomaterialesHombreBionico.pdf>*