

INTRODUCCION A LOS BIOMATERIALES

GUIA DE ESTUDIO DE LA UNIDAD IV

BIOMATERIALES METÁLICOS

COMPETENCIA ESPECIFICO A DESARROLLAR: Clasifica los tipos y las propiedades de los biomateriales metálicos para relacionarlos con la estructura y propiedades de algunos polímeros usados en implantes y su método de síntesis

4.1. Características y tipos

Hace unas décadas, el uso de implantes metálicos para corregir daños en el cráneo o para la fijación interna de fracturas inicialmente se justificó, aún sin conocer demasiado sobre sus propiedades, por el hecho de que la inclusión de partículas metálicas en el cuerpo de soldados heridos se toleraba bastante bien. Los metales han sido muy utilizados como biomateriales con dos propósitos: fabricación de prótesis para reemplazar una parte del cuerpo (articulaciones, placas craneales, clavos, etc.), o implantes utilizados en la estabilización y ayuda al proceso normal de reparación de un tejido (por ejemplo, unión de huesos rotos).

Entre los metales más utilizados con estos fines cabe destacar diferentes clases de aceros inoxidables, aleaciones tales como Co-Cr, Co-Cr-Mo, Co-Cr-Ni, así como titanio y distintas aleaciones a base de titanio, aluminio y vanadio. El acero inoxidable fue inventado a principios del siglo XX por H. Brearley. En 1912 buscaba una aleación con mayor resistencia al desgaste que la que se producía, por el calor despedido por los gases, en el interior de los cañones de las pequeñas armas de fuego; descubrió que una pequeña cantidad de cromo añadido al acero común, no sólo le daba un aspecto brillante y lo hacía resistente a la suciedad sino que era más resistente a la oxidación o corrosión.

En aquella época este invento sólo se aplicó a la fabricación de cuberterías. Hoy en día existe una diversidad de composiciones químicas para el acero inoxidable que se utiliza en medicina. Por ejemplo, el de tipo 302 (de composición Fe/Cr18/Ni8) o el de tipo 316L (Fe/Cr18/Ni10/Mo3) que en su composición incorpora molibdeno, lo que mejora la resistencia a la corrosión. La introducción del titanio y de sus aleaciones (por ejemplo, Ti6Al4V), ha extendido el campo de aplicación de los metales.

En el diseño de un implante metálico se deben considerar una serie de aspectos, como son la magnitud y dirección de las fuerzas que sobre él actuarán, las limitaciones de diseño anatómico, las propiedades físicas del tejido circundante y la respuesta recíproca implante-tejido. Los implantes metálicos pueden sufrir un proceso de corrosión, liberando productos al medio y produciendo, consecuentemente, una determinada reacción tisular.

Por tanto, la resistencia a la corrosión es quizás el primer requerimiento que debe cumplir un implante de esta naturaleza. Se utilizan metales y aleaciones resistentes a la corrosión, que se consigue por formación de óxidos o películas sólidas de hidróxidos sobre su superficie. Por ejemplo, la gran estabilidad química del acero inoxidable, que contiene un mínimo de 10-11% de cromo, se atribuye a la película de óxido de cromo presente sobre su superficie evitando así la corrosión del hierro. Tales películas, o capas de “pasivación”, se encuentran en estado de equilibrio dinámico con el oxígeno en el entorno local del implante.



Figura 4.1. Ejemplos de biomateriales metálicos.

La corrosión también puede afectar directamente al tejido circundante por alteración directa del entorno químico: cambios electroquímicos que afecten al comportamiento o la conducta celular, liberación de iones metálicos que pueden afectar el metabolismo celular, inducción de una reacción de inflamación crónica por liberación de los productos de corrosión.

En segundo lugar, aunque no es frecuente, la fractura de los implantes metálicos podría producir daños más severos que los acaecidos como consecuencia de la corrosión. Las principales causas de fractura de un biomaterial son el diseño inadecuado del implante (o defectos de manufacturación) y la mala utilización del mismo (por ejemplo, exceso de peso del paciente, excesivo movimiento, etc.).

El término “fatiga” se aplica a las fracturas que surgen como consecuencia de un exceso de carga sobre el implante, y que no se producirían si éste se encontrase en una situación estática. El fallo metálico comienza como una pequeña rotura sobre la superficie, que progresa a través del material hasta que la sección del implante es demasiado pequeña para sostener la carga; las fracturas por fatiga son las más comunes en los implantes metálicos.

Además, hay que tener presente las reacciones tisulares que se producen tras la implantación de cualquiera de los elementos metálicos o aleaciones. En general, la respuesta tisular se caracteriza por la formación de una cápsula fibrosa en torno al implante cuyo espesor es índice de la intensidad del daño tisular. Además, alrededor del implante metálico las áreas musculares pueden reemplazarse por tejido fibroso y graso; en aquellos casos en los que la respuesta tisular es más severa, se observa una tercera zona, compuesta de células, entre la membrana y el implante.

Generalmente, la reacción tisular frente al implante es proporcional a la concentración del metal en el tejido circundante. Por otro lado, la vascularización, como proceso de reparación tisular, puede modificarse por la presencia del implante. Los capilares pueden aproximarse a la superficie de los metales implantados, pudiendo penetrar e infiltrarse si son porosos, posibilitando así la viabilidad tisular. Pero, por contra, el movimiento de este material poroso puede romper los capilares, haciendo difícil la supervivencia de los tejidos en el interior de los poros.

Así, la presencia de implantes en huesos puede romper el suministro sanguíneo e interferir con la reparación ósea. Las aplicaciones de los metales como biomateriales son muy variadas; El stent vascular, que se utiliza para mantener abiertos vasos evitando su colapso, es un sistema tubular con una gran capacidad de expansión, es superelástico, con capacidad para soportar grandes deformaciones y retornar a la forma original una vez que la fuerza que genera la deformación desaparece.



Figura 4.2. Implante de un marcapasos con partes bimetálicas.

Ejemplos de prótesis o implantes metálicos.

- a. Stent vascular en forma relajada y estirada,
- b. prótesis parcial de cadera y radiografía de una prótesis implantada.
- c. desfibrilador/marcapasos automático implantable.

Está compuesto por nitinol, descubierto por G. Buehler en 1962, una aleación de níquel-titanio (NiTi) que tiene capacidad para “recordar la forma” (con memoria de forma elástica) o “inteligentes”. Un segundo ejemplo de la utilización de metales en dispositivos médicos lo constituye la elaboración de los marcapasos para mantener el ritmo cardíaco; en estos se utiliza acero inoxidable, aleaciones, material elástico de silicona, cera epóxidica, electrodos, etc. Su diseño ha ido cambiando mucho con el tiempo, reduciéndose el tamaño y el peso y aumentando sus prestaciones.

Los metales también se utilizan en odontología (p.e. clavos de aleaciones de titanio para implantes dentales) y tienen numerosas aplicaciones en ortopedia (prótesis de rodilla y cadera, placas, tornillos, etc). Sir John Charnley es considerado el padre del reemplazo total de cadera, que diseñó al final de los años 50. Los diseños cambian con el tiempo, respondiendo a mejores requerimientos biomecánicos y, para la selección en concreto de uno de ellos para su implantación en un paciente, se considera la función y extensión del defecto a restaurar.

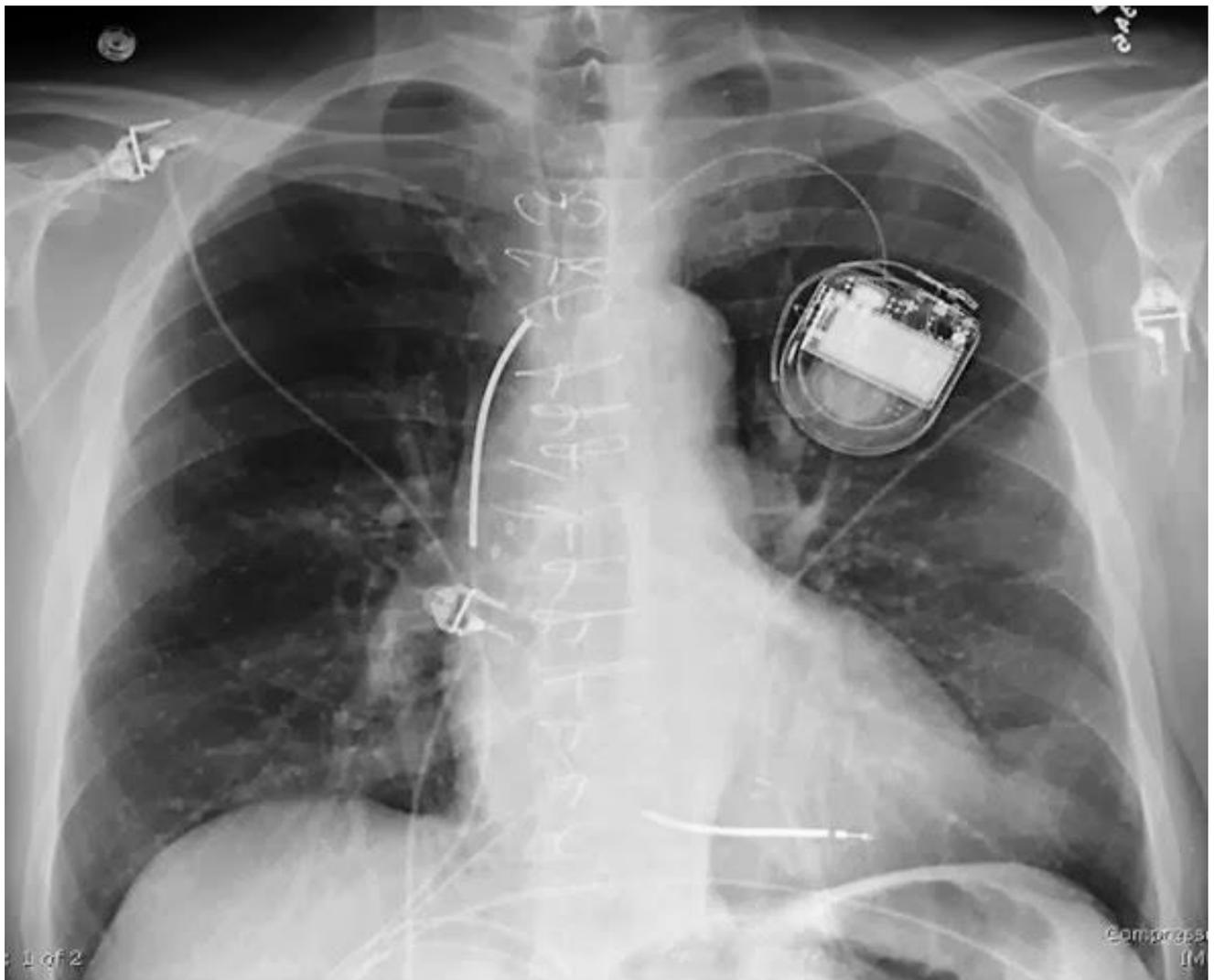


Figura 4.2 bis. Implante de un marcapasos con partes bimetálicas.

4.2. Aceros inoxidables

En 1821 el francés Berthier, quien estaba familiarizado con los esfuerzos de Stodart y Faraday añadió cromo al acero, descubriendo que esta aleación presenta un aumento a la resistencia hacia los ácidos, conocidos con el nombre genérico de aceros inoxidables. En este tipo de aceros, el contenido de cromo es al menos de un 12%.

Este elemento es muy reactivo, produciendo un recubrimiento de una película superficial tan adherente y autorenovable que resiste la oxidación aun a temperaturas elevadas. Se acostumbra a clasificar a los aceros inoxidables en tres grupos principales según su microestructura y sus composiciones químicas vienen dadas en el la tabla 1, se muestra composición química de los principales aceros inoxidables.

Tabla 4.1. Composición química de los aceros inoxidables.

AISI	%C	%CR	%Ni	% otros elementos
Ac. inox. martensítico				
410	0.5 max.	11.-13.5	—	—
420	0.35-0.45	12-14	—	—
431	0.2 max.	15-17	2.5-2.5	—
440 ^a	0.60-0.75	16-18	—	—
Ac. Inox. ferrítico				
430	0.12max.	14-18	0.5 max.	—
446	0.20 max.	23-27	0.5 max.	0.25 N max.
Ac. Inox. austeníticos				
301	0.15 max.	16-18	6-8	2 Mn max.
304	0.08 max.	18-20	8-12	1 Si max.
304L	0.03 max.	18-20	8-12	5 Si max.
310	0.25 max.	24-26	19-22	1.5 Si max.
310X	0.08 max.	24-26	19-22	1.5 Si max.
314	0.25 max.	23-26	19-22	1.5-3.0
316	0.10 max.	16-18	10-14	2-3 Mo
316 L	0.03 max.	16-18	10-14	2-3 Mo
317	0.08 max.	18-20	11-14	3-4 Mo
321	0.08 max.	17-19	8-11	Ti 4xC (min.)

A. Aceros inoxidables martensíticos.

Estos aceros contienen entre un 11.5% y un 18% de cromo. Los aceros inoxidables martensíticos son magnéticos, pueden trabajarse en frío sin dificultad, especialmente los de bajo contenido de carbono, pueden mecanizarse satisfactoriamente, tienen buena tenacidad, gran resistencia a la corrosión atmosférica y a algunos agentes químicos, y se trabajan fácilmente en caliente.

B. Aceros inoxidables ferríticos.

Este grupo de aceros inoxidables contienen desde un 14% a un 27% de cromo. El contenido en carbono es bajo y generalmente presenta más cromo que los de grado martensítico. No se pueden endurecer por tratamiento térmico sino sólo moderadamente mediante trabajo en frío. Son magnéticos y pueden trabajarse en frío o en caliente, pero alcanzan su máxima ductilidad y resistencia a la corrosión en la condición de recocido. Su utilización principal está en las industrias químicas y alimenticias.

C. Aceros inoxidables austeníticos.

Son los aceros inoxidables al cromo-níquel y al cromo-níquel-manganeso que estabilizan la fase austenítica. Son esencialmente no magnéticos en la condición de recocido y no endurecen por tratamiento térmico. El contenido total de níquel y cromo es de por lo menos 23%. Se pueden trabajar fácilmente en caliente o en frío. Estos aceros tienen la mejor resistencia a altas temperaturas y su resistencia a la corrosión es mejor que la de los aceros martensíticos o ferríticos. Son los aceros más utilizados en la fabricación de implantes, sobre todo el 316 (16-18% Cr, 10-14% Ni y del 2 al 32% Mo) y el 316L, resultado de reducir el contenido en carbono del acero 316 de 0.08% al 0.03% para obtener mejor resistencia a la corrosión. Las propiedades mecánicas de estos aceros vienen especificadas en la tabla I. Su aplicación está muy extendida en sistemas de uso temporal, tales como placas de fractura, tornillos y clavos.

D. Aceros inoxidables endurecibles por precipitación.

Estos aceros inoxidables tienen en general menor contenido de níquel, reduciendo de esta manera la estabilidad de la austenita. Pueden contener también otros elementos como cobre, titanio y aluminio, que tienden a formar precipitados aleados coherentes.



Figura 4.3. Clasificación de los aceros inoxidables.

El acero inoxidable (p. ej., ASTM F-138), que tiene un contenido bajo de impurezas y un pasivado final, es totalmente apropiado para su implante en el cuerpo humano. Todos los aceros inoxidables que se utilizan en implantes ortopédicos se clasifican metalúrgicamente como «austeníticos» por su estructura macrocristalina, y no son magnéticos. Son resistentes a la corrosión principalmente por su contenido en cromo y por el tipo de superficie de óxido que el cromo ayuda a crear.

El acero inoxidable forjado (p. ej., ASTM F-621) tiene una mayor resistencia a la deformación que el acero inoxidable colado (p. ej., ASTM F-745), pero tiene una menor resistencia a la fatiga que los implantes de aleaciones de cobalto-titanio. Sin embargo, a pesar de que el acero inoxidable recocido es más dúctil más fácil de trabajar a máquina que estas últimas aleaciones, el acero inoxidable ya no se usa rutinariamente en las prótesis, ya que los componentes femorales de diseños más antiguos se fracturan.

Desde el punto de vista de la resistencia a la corrosión, la biocompatibilidad la duración bajo fatiga, el acero inoxidable es inferior a las aleaciones de cobalto y titanio que se vienen utilizando. Además, actualmente no existe ningún método satisfactorio para aplicar una superficie porosa al acero inoxidable. No obstante, este metal todavía puede emplearse en pacientes mayores cuyas demandas físicas y expectativas de vida sean limitadas, sobre todo cuando el costo sea un factor determinante de importancia fundamental [32].

En las aplicaciones ortopédicas, el acero inoxidable austenítico 316L (18 Cr,14 Ni,2.5Mo-f138) es el que se usa más a menudo. Este metal tiene aceptación por que es relativamente barato y se puede moldear fácilmente con las técnicas existentes para moldear metales. El tamaño de gramo ASTM apropiado es de 5 o más fino.

El metal se usa con frecuencia en el estado trabajando en frío a 30 por ciento para mejorar su elasticidad, resistencia a la rotura y resistencia a la fatiga, en comparación con el estado reconocido. La principal desventaja es que este metal no es apropiado para uso prolongado a causa de su limitada resistencia a la corrosión dentro del cuerpo humano. En consecuencia las aplicaciones más eficaces las encuentras en tornillos para huesos placas clavos intramedulares para huesos y numerosos tornillos fueron utilizados con propósitos de estabilización. Estos se quitan después de una rehabilitación. Los metales más comunes usados para los implantes quirúrgicos incluyen:

La aplicación de acero inoxidable ha continuado en las prácticas quirúrgicas desde inicios del siglo XX. Hay múltiples formas de acero inoxidable empezando por la introducción del tipo 302 para su aplicación en las cirugías ortopédicas. El acero inoxidable de tipo 316L es usado comúnmente en procedimientos quirúrgicos para reemplazar tejido biológico o ayudar a estabilizar una estructura biológica, tal como tejido de huesos para ayudar al proceso de curación.



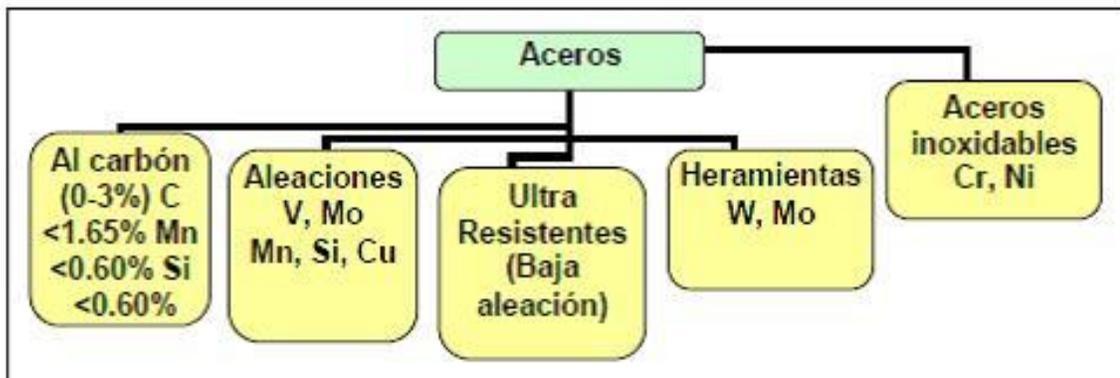
Figura 4.4. Terminados de los aceros inoxidables.

El acero inoxidable tipo 316L es muy popular para las prácticas quirúrgicas, ya que es el más resistente a la corrosión cuando están en contacto directo con fluido biológico. Es importante que un implante quirúrgico no sea susceptible a la corrosión cuando se coloca en el interior del cuerpo humano para prevenir las posibilidades de que ocurra una infección.

En el caso de un implante infectado, el dispositivo se retira para evitar cualquier trauma adicional al tejido biológico circundante. Este tipo de acero inoxidable es particularmente eficaz como implante quirúrgico cuando está en condición de trabajado en frío. Lo que hace que el Tipo 316L sea ideal como un dispositivo de implante es la falta de la inclusión en este material. Materiales con inclusión también contienen azufre y este es un componente clave para fomentar la corrosión de los metales.

El acero inoxidable es un metal de aleación. Mediante la adición del elemento cromo (16%) al acero inoxidable, este metal se vuelve resistente a la corrosión. La adición de carbono y níquel (7%) para el acero inoxidable ayudan a estabilizar la austenita en el acero. El tipo 316L de acero inoxidable seleccionado para el propósito de implantes quirúrgicos contiene aproximadamente 17 a 19% de cromo y 14% de níquel. Como se ha mencionado, es fundamental que los implantes metálicos no sean susceptibles a la corrosión. Con los implantes quirúrgicos, se añade molibdeno a la aleación de acero inoxidable que forma una capa protectora que aísla el metal pese a la exposición a un ambiente ácido. La resistencia a la corrosión también se puede lograr con el elemento de carbono, pero sólo cuando el carbono está en estado de solución sólida.

Tiene que destacarse que el elemento de ferrita no debe ser incorporado en acero inoxidable ya que esto da el metal una propiedad magnética, que nunca se utiliza para implantes quirúrgicos, ya que podría interferir con los equipos de imagen de resonancia magnética (MRI). Uno de los problemas más evidentes con el uso de implantes magnéticos es su susceptibilidad a la calefacción que podría cambiar la forma o la posición estructural de este implante metálico.



ACERO INOXIDABLE:

- ◆ ELEMENTO BÁSICO ES EL HIERRO ASOCIADO A DIVERSAS PROPORCIONES DE NIQUEL, CROMO Y MOLIBDENO
- ◆ EL NIQUEL PROPORCIONA LA TENACIDAD, MEJORA LA RESISTENCIA A LA CORROSIÓN, PERMITE AUMENTAR LA PROPORCIÓN DE CROMO Y MOLIBDENO Y DISMINUYE LA TENDENCIA AL ENDURECIMIENTO DE LA ALEACIÓN CON EL FORJADO EN FRÍO

Figura 4.5. Tipos y aplicaciones de los aceros inoxidables.

4.3. Aceros base cobalto

En los implantes ortopédicos se utilizan principalmente cuatro tipos de aleaciones a base de cobalto:

- 1) aleación fundida Co-28 Cr-6 Mo (ASTM F75)
- 2) aleación forjada Co-20Cr-15W10 Ni (ASTM F 90)
- 3) aleación fundida Co-28Cr-6 Mo tratada térmicamente (ASTM F 799) y 4) aleación forjada Co-35Ni-20Cr-10 No (ASTM F 562).

Como en el caso de los aceros inoxidable, el alto porcentaje de Cr contenido en estas aleaciones promueve la resistencia a la corrosión mediante la formación de una capa pasiva. Se debe señalar que la resistencia a la corrosión de estas aleaciones, a largo plazo es muy superior a la del acero inoxidable.

La aleación F75 es una aleación fundida que produce un tamaño de grano grueso y también tiende a crear una microestructura nucleada (una estructura no equilibrada). Estas dos características son indeseables en las aplicaciones por que dan por resultado un componente débil.

La aleación F799 tiene una composición similar a la de la aleación F75 pero se forja para darle su forma final en una serie de pasos. Las primeras etapas del forjado se realizan en caliente para permitir el flujo significativo y las etapas finales se realizan en frío para darles endurecimiento. Esto mejora las características de resistencia de la aleación en comparación con la F75.

La aleación F90 contiene un nivel significativo de Ni y W para mejorar sus características de maquinado y fabricación. En el estado reconocido sus propiedades corresponden a las de F75 pero con 44% de trabajo en frío su elasticidad, resistencia a la rotura y resistencia a la fatiga casi duplican a la F75 sin embargo hay que tener cuidado para lograr que las propiedades sean uniformes en todo el componente porque de lo contrario esta propenso a fallas.

Finalmente la aleación F562 posee por amplio margen la combinación más eficaz de dureza ductilidad y resistencia a la corrosión. Esta aleación esta trabajada en frío y endurecida por envejecimiento hasta un límite elástico superior a 1795 Mpa se usan en dispositivos de fijación permanente y en componentes de articulaciones.

Aunque el cobalto no se aisló como un metal sino hasta 1735, el color azul impartido por muchos de sus compuestos de vidrio y cerámicos ya se había utilizado hace miles de años. El cobalto metálico empezó a encontrar algunos usos industriales al principio del siglo XX, pero como metal puro no es particularmente dúctil o resistente a la corrosión y no tiene mucho que ofrecer por encima de otros materiales metálicos.

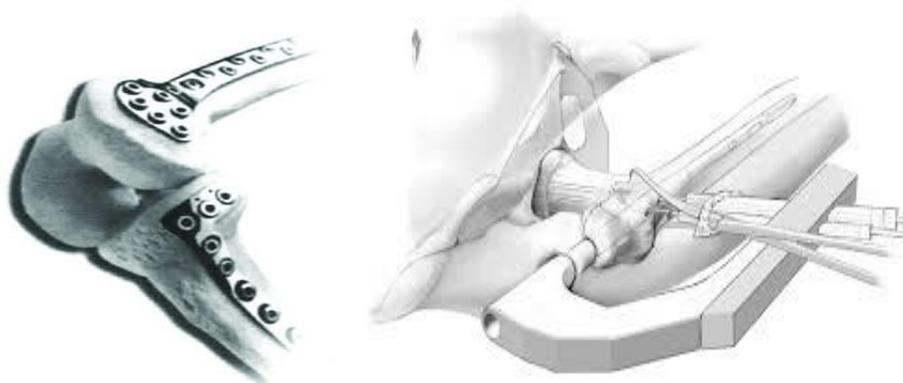


Figura 4.6. Aceros inoxidables base cobalto.

Por consiguiente en etapas muy tempranas de su desarrollo, se realizaron experimentos para alearlo, en particular Haynes desarrolló una serie de aleaciones del cobalto-cromo, concediéndose patentes americanas en 1907, para aleaciones binarias que contienen de 49 a 90% cobalto y en 1913 para las aleaciones de tungsteno-cobalto- cromo. Puesto que éstas contuvieron cromo, tenían buena resistencia a la corrosión y se les dio el nombre general de "estelitas" debido a que en su estructura cristalina aparecían cuerpos similares a estrellas brillantes. Estas aleaciones tenían propiedades mecánicas buenas y se usaron extensivamente en la primera Guerra Mundial como materiales de herramienta de máquina.

Las aleaciones de Co-Cr-Mo obtenidas por colada y forja son entre las mas utilizadas para resistir al desgaste en superficies que actúan como cojinetes, como se observa en artroplastias de articulación. La Aleación de Co-Cr-Mo colado. es el que posee mayor resistencia al desgaste, en parte debido al gran número de carburos que se forman dentro de la propia aleación debido al proceso de manufactura . Las aleaciones forjadas Co-Ni-Cr-Mo son de más reciente fabricación en vástagos de articulaciones sometidas a cargas severas tales como el vástago femoral de la cadera.

La ASTM recomienda cuatro tipos de aleaciones de base Co para aplicaciones en implantes quirúrgicos:

1. Aleación moldeada Co-Cr-Mo (ASTM F76).
2. Aleación forjada Co-Cr-W-Ni (ASTM F90).
3. Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo (ASTM F562).
4. Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo-W-FeO (ASTM P563).

Uno de los materiales utilizados en prótesis es la colada de cobalto, que contienen; cromo y molibdeno (p. ej., ASTM F-75). Tiene una resistencia al desgaste a la corrección excelente, una biocompatibilidad admisible por lo general una duración bajo fatiga satisfactoria, cuando se emplean diseños mecánicos apropiados, de tamaño para un paciente determinado.

Tabla 4.2. Composición química de las aleaciones de cobalto.

	Colado Mín.	CoCrMo Máx.	Forjado Mín.	CoCrWNI Max.	Forjado Mín.	CoNiCrMo Máx.	Forjada Mín.	Co, NiCrMoWFe Máx
Cr	27,0	30,0	19,0	21,0	19,0	21,0	18,00	22,00
Mo	5,0	7,0	—	—	9,0	10,5	3,00	4,00
Ni	—	2,5	9,0	11,0	33,0	37,0	15,00	25,00
Fe	—	0,75	—	3,0	—	1,0	4,00	6,00
C	—	0,35	0,05	0,15	—	0,025	—	0,05
Si	—	1,00	—	1,00	—	0,15	—	0,50
Mn	—	1,00	—	2,00	—	0,15	—	1,00
W	—	—	14,0	16,0	—	—	3,00	4,00
P	—	—	—	—	—	0,015	—	—
S	—	—	—	—	—	0,010	—	0,010
Ti	—	—	—	—	—	1,0	0,50	3,50
Co	Balance							

La tenacidad es idónea, ya que la resistencia es razonablemente alta, las piezas fundidas presentan una elongación de un 8% hasta su rotura. No obstante, el proceso de fundición puede causar problemas que incluyen tamaños de granos demasiado grandes, falta de homogeneidad y porosidad. Los poros que acaban en zonas con una carga de tracción alta pueden convertirse en amplificadores de presión y conducir a la formación de grietas y a la rotura por fatiga. En consecuencia, se están fabricando aleaciones de cobalto utilizando técnicas más modernas, como la inoculación en moldes, procesos de forja (p. ej., ASTM F-961), y prensa isostática caliente (p. ej., ASTM F-799), que reducen en gran medida el tamaño de los granos, la falta de homogeneidad y la porosidad.

Propiedades de las aleaciones base cobalto.

Los elementos básicos en estas aleaciones forman una solución sólida de hasta el 65% y el 35% en peso. Se añade **Mo** para producir un grano más fino que produce una mayor resistencia después de moldear o forjar. Una de las aleaciones forjadas de base Co con mejores características es la Co-Ni-Cr-Mo, originalmente llamada MP35N, que contiene aproximadamente 35% de Co y de Ni en peso. Tiene un alto grado de resistencia a la corrosión bajo tensiones en agua de mar o medios salinos clorurados. Es difícil de trabajar en frío y sólo la forja en caliente permite trabajar mecánicamente.

Además de la conformación plástica por forja, otro método para aumentar la resistencia de la aleación consiste en prensarla isostáticamente en caliente después de haberla atomizado en forma de polvo. Las propiedades de desgaste abrasivo en ambas aleaciones son similares, aunque la de Co-Ni-Cr-Mo no se recomienda para superficies de contacto de una prótesis articular por sus pobres propiedades a la fricción. Esta aleación tiene unas propiedades de resistencia tensil y a la fatiga especialmente notables. La tabla III muestra las propiedades requeridas de las aleaciones base Co.

Tabla 4.3. Propiedades mecánicas de las aleaciones de cobalto.

	Modelo CrCrMo P76	Forjado CuCrWNI (F90)	Recocido Solub.	Forjado CoNiCrMo F562 Trabajo frío y envejecido	Recocido total	Medioduro	Duro	Extraduro Trabajo en frío y Envejecido
Resis. Tracc. (MPa)	655	860	795-1000	1790	600	1000	1310	1586
Limite Elástico 0,2%(MPa)	450	310	240-655	1585	276	827	1172	310
Elongación (%)	8	10	50.0	8.0	50	18	12	-
Estricción (%)	8	-	65.0	35.0	65	50	45	-
Resist. Fatiga (MPa)	310-793	-	-	-	340	400	500	400

Forjado CoNiCrMoWFe (F563)
Trabajo en frío y/o envejecido

Debe mencionarse la posibilidad de corrosión de estas aleaciones en las uniones soldadas. Otro aspecto interesante es el ritmo de liberación de Ni en la aleación Co-Ni-Cr-Mo, que difiere sustancialmente del correspondiente al acero inoxidable 316L. Finalmente cabe mencionar que el módulo de elasticidad de estas aleaciones base Co está entre 220 y 234 GPa que es superior al de los aceros. Este hecho afecta sin duda al proceso de transferencia de carga entre el implante y el hueso.

4.4. Titanio y aleaciones base titanio

La resistencia a la corrosión de titanio en un entorno de cloruro es excelente y mejor que la de las aleaciones de acero inoxidable y cobalto. El módulo de elasticidad del titanio es aproximadamente la mitad del de las aleaciones de acero inoxidable y de cobalto, lo que supone una ventaja a la hora de transmitir la carga al hueso, pero la rigidez del titanio sigue siendo unas cinco veces mayor que la del hueso cortical.

La aleación principal que se utiliza en cirugía ortopédica es la de titanio, aluminio y vanadio (Ti6Al4V), que se procesa con varios métodos (p. ej., ASTM F-136, F-620, F-1108). Los implantes de aleaciones de titanio con una superficie lisa tienen unas resistencias a la fatiga equiparables a las de las aleaciones de cobalto de rendimiento medio. Las cubiertas de bolas o malla de titanio diseñadas para fomentar la penetración ósea son de titanio (ASTM F-67) sin aleación (CP. comercialmente puro).

Aleaciones de titanio

Las aleaciones de titanio incluso las alfa, las beta y las alfa-beta comercialmente puras, fueron descritas. Cada aleación tiene características mecánicas y de moldeo que son atractivas para diferentes aplicaciones. Lo cierto es que estas aleaciones tienen una notable resistencia a la corrosión. La resistencia de estas aleaciones a la corrosión superior tanto a la del acero inoxidable como a la de las aleaciones de cobalto-cromo. Su resistencia a la corrosión proviene de su capacidad para formar una capa protectora de Oxido TiO₂ a menos de 535 °C. Desde el punto de vista ortopédico, la excelente biocompatibilidad del titanio, su alta resistencia a la corrosión y su bajo módulo de elasticidad son sumamente deseables.

El titanio comercialmente puro (CP-f67) es un metal de solidez relativamente baja y se usa en las aplicaciones ortopédicas que no requieren alta resistencia, como tornillos, grapas para cirugía espinal. Las aleaciones alfa contienen al (estabilizador alfa), Sn, y/o Zr no puede endurecerse apreciablemente por tratamiento calórico y, por lo tanto no ofrecen ventajas significativas sobre las aleaciones CP en las aplicaciones ortopédicas.

Las aleaciones alfa-beta contienen tanto estabilizadores alfa (Al), como beta (V o Mo). En consecuencia, una mezcla de las fases alfa y beta coexiste a temperatura ambiente. El tratamiento por solución puede aumentar la resistencia de esas aleaciones entre 30 y 50 % en comparación con el estado reconocido algunos ejemplos de aleaciones de aleaciones alfa-beta utilizadas en aplicaciones ortopédicas son Ti-6 Al-4 V(F1472), Ti-6 Al-6 Al-7 Nb y Ti-5 Al-2.5 Fe.

La aleación F1472 es la más común de las aplicaciones ortopédicas, como el remplazo de articulaciones completas. Las otras dos aleaciones se usan en vástagos femorales de cadera placas tornillos varillas y clavos. Las aleaciones beta (que contiene principalmente estabilizadores beta) son excelentes para la forja por qué no se endurecen por deformación. Sin embargo pueden ser tratados por la solución y envejecidas hasta alcanzar niveles de resistencia más elevados que los de las aleaciones alfa-beta. De hecho entre todas las aleaciones de titanio utilizadas para fabricar implantes ortopédicos, las aleaciones beta son las que contienen el módulo de elasticidad más bajo.

Las propiedades mecánicas de las aleaciones para aplicaciones ortopédicas, las principales desventajas de las aleaciones de titanio en aplicaciones ortopédicas son su mala resistencia al desgaste y su alta sensibilidad a las grietas. Debido a su mala resistencia al desgaste no se deben usar en superficies de articulaciones como las de la cadera y rodilla a menos que reciban un tratamiento superficial mediante procesos de implantación iónica.

En las propiedades críticas de los implantes ortopédicos figuran un alto límite elástico (para resistir la deformación plástica bajo carga), la resistencia a la fatiga (para resistir cargas cíclicas), La dureza para resistir el desgaste cuando la articulación está dañada y curiosamente un bajo módulo de elasticidad para lograr la proporcionalidad en el soporte de la carga entre el hueso y el metal.

Para entender esto con claridad considere que esto antes de una fractura todas las fuerzas actuantes de músculos tendones huesos están en equilibrio después de la fractura ese equilibrio se pierde y se necesita una operación para unir el componente fracturado junto con todos sus fragmentos. A implantes ortopédicos y estabilizar la fractura si la fractura se reconstruye perfectamente el hueso seguirá siendo capaz de soportar una porción significativa de la carga y el implante actuara principalmente como la estructura en torno a la cual el hueso fracturado se reconstruye.

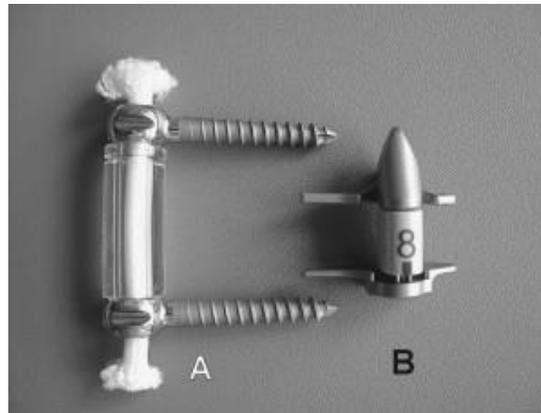


Figura 4.8. Ejemplos de injertos metálicos de titanio o aleaciones.

Un implante es un dispositivo que ayuda a reemplazar una estructura biológica que ha sido dañada debido a un trauma o a desórdenes de huesos o cartílagos (por ejemplo, osteoporosis). Los implantes médicos también pueden ser usados con propósitos cosméticos tales como los implantes de pecho. El tema principal de este artículo son los implantes de metal quirúrgico y su aplicación.



Figura 4.9. Implante de Articulación a la Cadera.

En comparación con las aleaciones de acero inoxidable que han sido usadas en la práctica médica desde principios de 1900, El titanio es relativamente nuevo en su aplicación como un implante médico para la sustitución de un tejido biológico. Una de las mayores ventajas de titanio es su fuerza – el titanio retiene tanta fuerza como el acero y es excepcionalmente ligero en peso (aproximadamente un 50% más ligero), por lo que este material es ideal para su uso en implantes quirúrgicos.

Desafortunadamente, el titanio se contamina fácilmente si se expone a hidrógeno, nitrógeno y oxígeno, lo que puede influir en el proceso de corrosión en este metal y puede comprometer su uso en ciertos procedimientos médicos. En la década de 1960 se experimentó un cambio en la selección de los metales de mejor ajuste para implantes quirúrgicos convirtiéndose el titanio en una opción popular. El siguiente video compara la fuerza de titanio puro con aleación de titanio.

La composición estructural de las aleaciones de titanio se divide en tres categorías distintas: aleaciones A, aleaciones \hat{A} - \hat{A} y aleaciones \hat{A} . Elementos incluyendo aluminio, oxígeno, estaño y circonio todos se vuelven vitales para la estabilización de las aleaciones A. El magnesio, molibdeno, hierro y cromo se vuelven favorables como estabilizadores para las aleaciones a base de \hat{A} . Las formas más comunes de titanio son de aluminio y vanadio o la combinación de aluminio y niobio que se aplica típicamente para la fabricación de varillas y abrazaderas de la columna vertebral. La alta resistencia a la tracción y la característica de peso ligero al titanio hace que este metal ideal para la cirugía reconstructiva.

Acero inoxidable vs. Titanio

- ✓ El titanio es más fuerte y más ligero en peso en comparación con el acero inoxidable.
- ✓ El titanio tiene una gran resistencia a las cargas repetidas por lo que es ideal para su aplicación como un implante.
- ✓ El titanio tiene una mayor resistencia bajo tensiones de carga repetidos, haciendo de este metal capaz de soportar la tensión durante la fijación interna.
- ✓ Con un módulo de elasticidad más bajo en comparación con el acero inoxidable, el titanio es menos rígido que limita la cantidad de tensión sobre las estructuras óseas.
- ✓ El titanio es menos propenso a la generación de una reacción inmune basado en el hecho de que este material es más resistente a la corrosión en comparación con los implantes de acero inoxidable.



Figura 4.10. Ejemplos de implantes biomédicos.

Las aleaciones de Níquel y Titanio (conocidas como Nitinol o NiTi) están formadas por aproximadamente 55% de Níquel y 45% de Titanio. Estas aleaciones se caracterizan por la superelasticidad y por el efecto de memoria de forma (shape memory).

El efecto de memoria de forma permite que una pieza que haya sido deformada recuerde y pueda volver mediante calentamiento a la forma predeterminada. Las aleaciones con memoria de forma sufren una transformación en su estructura cristalina cuando son enfriadas desde su forma de mayor temperatura y más resistente (austenita) a su forma más débil y de menor temperatura (martensita). Esta transformación de fase es la responsable de las propiedades especiales del Nitinol: superelasticidad y memoria de forma.

La superelasticidad (o memoria mecánica) es el fenómeno por el cual la pieza deformada por un esfuerzo mecánico recuerda y recupera la forma predeterminada cuando es liberada. Otra aplicación de estas aleaciones es la fabricación de actuadores: mediante el paso de una corriente eléctrica se calienta el material logrando su contracción. De esta forma se pueden fabricar actuadores compactos y de gran durabilidad.

Superelasticidad

Las aleaciones superelásticas de Nitinol pueden ser deformadas repetidamente hasta un 8% y aun así retornar a su forma original cada vez que la carga es liberada. Estas aleaciones se comportan superelásticamente si son deformadas a temperaturas ligeramente superiores a la temperatura de transformación del material.

El efecto es causado por la formación inducida bajo tensión de algunas martensitas (de baja temperatura) cuando el Nitinol es calentado por encima de su temperatura de transición. Como la martensita ha sido formada por encima de su temperatura normal, vuelve a la forma austenita (de alta temperatura) libre de deformación cuando el esfuerzo desaparece. Esto produce un efecto muy elástico.

El alambre superelástico no requiere de cambios de temperatura para comportarse elásticamente, lo que permite la fabricación de dispositivos médicos y dentales donde pueden ocurrir importantes cambios de temperatura. También se utiliza para antenas de teléfonos celulares.

Memoria de Forma

Cuando una aleación con memoria de forma está en su estado martensítico (baja temperatura) puede ser deformada fácilmente para obtener otra forma. Sin embargo, cuando la aleación es calentada por encima de su temperatura de transformación, su estructura pasa a ser austenítica (alta temperatura) y recobra la forma original con bastante vigor. Este proceso es conocido como memoria de forma.

La temperatura a la cual la aleación recuerda su forma de alta temperatura puede ser ajustada ligeramente mediante pequeños cambios en la composición química de la aleación. En las aleaciones de Níquel-Titanio se puede lograr una temperatura de transformación entre -100°C y $+100^{\circ}\text{C}$.

El proceso de memoria de forma ocurre en un intervalo de pocos grados centígrados y la temperatura a la cual el proceso comienza o finaliza puede controlarse con una precisión de 1 ó 2°C .

La habilidad de cambiar de forma sin romperse permite fabricar todo tipo de dispositivos, como por ejemplo actuadores que tiren (o empujen) al ser calentados. Las aleaciones con memoria de forma son sumamente flexibles. El Nitinol tiene la propiedad de que puede ser doblado miles de veces sin debilitarse, lo que lo hace ideal para aplicaciones que requieren de un material flexible y durable.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA por sus siglas en inglés, shape memory alloys) son nuevos materiales que tienen la capacidad de volver a una forma predeterminada cuando se calienta. Cuando se encuentran en frío, o por debajo de su temperatura de transformación, tiene un límite elástico muy bajo y se puede deformar con bastante facilidad en cualquier forma nueva - que se mantendrá. Sin embargo, cuando el material se calienta por encima de su temperatura de transformación experimenta un cambio en la estructura de cristal que hace que se vuelva a su forma original.

Si la aleación se encuentra con cualquier resistencia durante esta transformación, puede generar fuerzas muy grandes. Este fenómeno ofrece un mecanismo único para el accionamiento remoto. La aleación con memoria de forma más común es una aleación de níquel y titanio llamada Nitinol. Esta aleación particular, tiene muy buenas propiedades eléctricas y mecánicas, resistencia a la fatiga, y resistencia a la corrosión. Como un actuador, es capaz de hasta un 5% de recuperación de tensión y el estrés de restauración 50,000 psi con muchos ciclos.

Por ejemplo, un alambre de Nitinol con un diámetro de 0.020 pulgadas puede levantar hasta 16 libras. Nitinol también tiene las propiedades de resistencia que le capacitan para ser accionado eléctricamente por calentamiento Joule. Cuando una corriente eléctrica pasa directamente a través del cable, se puede generar calor suficiente para causar la transformación de fase.

En la mayoría de los casos, la temperatura de transición de las aleaciones con memoria de forma se elige de forma que la temperatura ambiente está muy por debajo del punto de transformación del material. Sólo con la adición intencionada de calor puede exhibir la actuación SMA. En esencia, Nitinol es un actuador, sensor, y el calentador en un solo material. La aleación Ni-Ti es una de las aleaciones con memoria de forma de mayor utilización hoy en día, junto a las de base cobre.

Fueron desarrolladas en 1962 por William Buehler y Frederick Wang, observando estos un comportamiento de memoria de forma superior a las conocidas hasta entonces aleaciones Au-Cd. Llamaron a este material Nitinol, acrónimo de Níquel Titanium Naval Ordnance Laboratory (Níquel Titanio Laboratorio De Artillería Naval). Las aleaciones NiTi se basan en compuestos intermetálicos próximos a la composición equiatómica.

Observando el diagrama de equilibrio se puede observar que el compuesto NiTi posee un rango de equilibrio muy estrecho, y no se mantiene a temperatura ambiente, luego es fácil que aparezcan precipitados de otras fases como Ni₃Ti, NiTi₂ y Ni₃Ti₄ que no presentan la transformación martensítica termoelástica. La microestructura de las aleaciones Ni Ti equiatómicas se caracteriza entonces por una matriz de NiTi con precipitados dentro de ella.

La aleación equiatómica NiTi es una aleación que posee propiedades de memoria de forma y superelasticidad, debido a la transformación martensítica termoelástica entre una fase austenítica y una fase martensítica. Estas propiedades hacen que sea un material capaz de recuperar una forma predeterminada después de haber sufrido una deformación macroscópica, y también pueda ser deformado elásticamente hasta un 8-10%. Junto con estas propiedades únicas, han sido demostrados un buen comportamiento a corrosión, una buena biocompatibilidad (La biocompatibilidad describe las interacciones entre el sistema biológico vivo y el material introducido en este sistema).

Y una buena citotoxicidad que hacen del NiTi un excelente candidato para aplicaciones biomédicas. El interés para los materiales con memoria de forma ha ido incrementando los últimos años. En la actualidad, las aleaciones de NiTi se emplean con éxito en aplicaciones tan variadas como hilos de ortodoncia, grapas de osteosíntesis o stents cardiovasculares, así como en diversas áreas de la industria como la robótica, y en sensores para seguridad industrial.

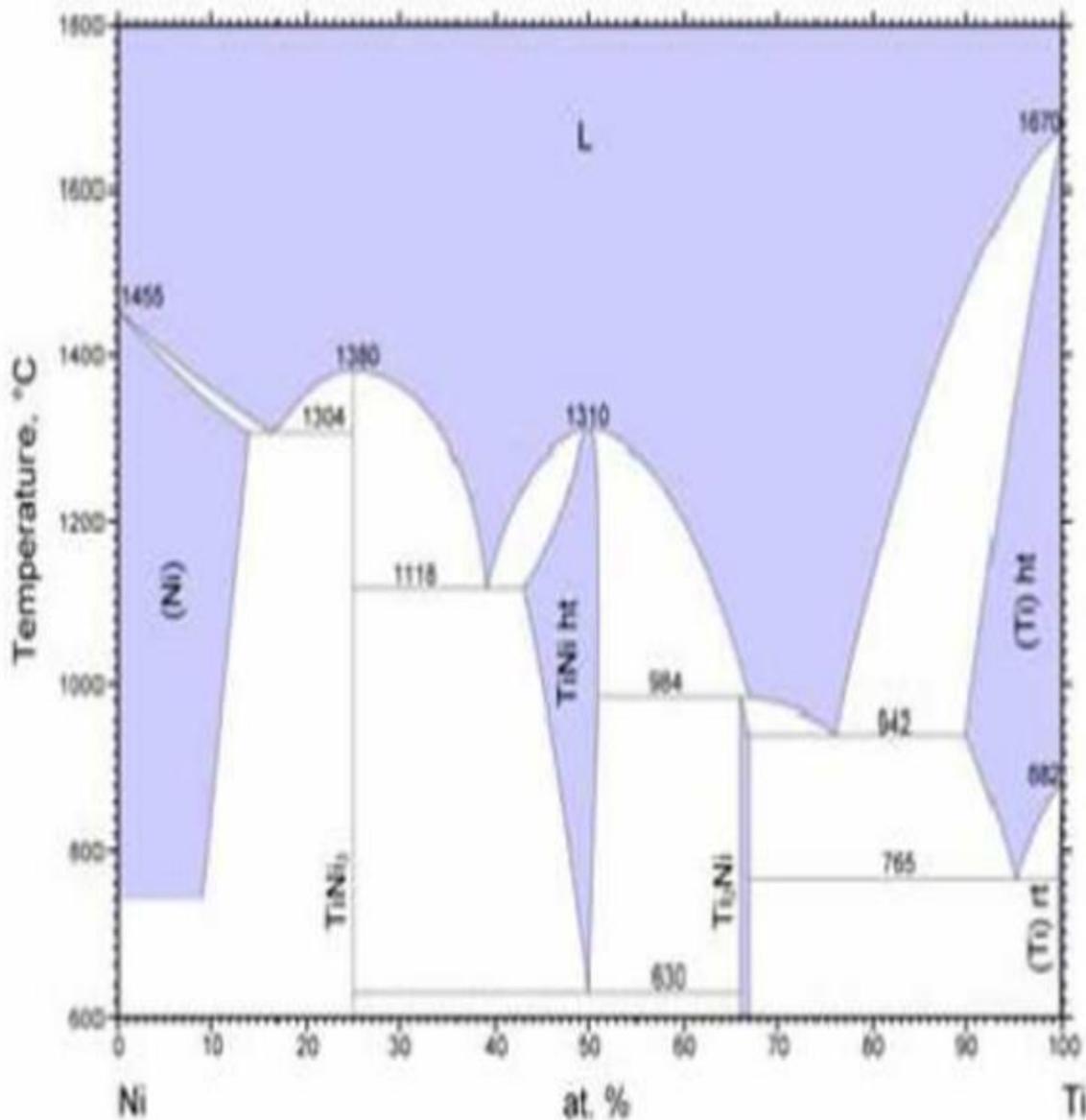


Figura 4.11. Diagrama de fase general de las aleaciones NiTi.

Las aleaciones con memoria de forma NiTi son compuestos intermetálicos basados en la composición equiatómica (50% atómico de Ti y de Ni). Estas aleaciones siguen presentando propiedades de memoria de forma en un rango aproximado de entre 49% hasta 52% atómico de Ni.

Dependiendo de la historia termomecánica del material, este porcentaje puede aumentar un poco más. El NiTi presenta todas las propiedades típicas en las Aleaciones con memoria de forma o SMA (por sus siglas en inglés):

- Transformación martensítica termoelástica.
- Memoria de forma simple.
- Memoria de forma doble.
- Superelasticidad.
- Pseudoelasticidad.
- Capacidad de amortiguamiento.

4.5. Otros metales

Aplicando el término Biocompatibilidad al área de los materiales dentales, se encuentra el término Biomaterial, el cual fue definido en 1986 por la Sociedad Europea para Biomateriales, citado por Macchi (2002), como un material inviable usado en un aparato médico y destinado a interactuar con sistemas biológicos.

De esta forma, el material a utilizar debe comportarse igual por largo tiempo siempre y cuando se haga una buena indicación, apropiados procedimientos operativos y demás requisitos que hay que tomar en cuenta a fin de que contribuyan de manera positiva al éxito de la utilización del mismo.

Clasificación actual propuesta por Furlong y Osbom (1991), citado por Lang (1994):

- A. Biotolerados: Cuando entre hueso e implante no interviene tejido fibroso.
- B. Bioinertes: Cuando entre hueso e implante existe contacto directo.
- C. Bioactivos: Cuando entre hueso e implante se encuentra presente una conexión mediada por enlaces químico-físicos.

Aleaciones de Titanio-Aluminio Vanadio; Cobalto-Cromo-Molibdeno; y Hierro-NíquelCromo, entre otros materiales, son seleccionados en base a sus resistencias. Las aleaciones de metales nobles usados en procedimientos restauradores, son usados con menos frecuencia para implantes dentales. La elección de cerámicas como materiales para implantes se ha incrementado en los últimos años.

Implantes de Metal Cromo-Cobalto-Molibdeno: su uso en implantes data de hace 40 años. Sin embargo, el tejido conectivo forma una cápsula fibrosa alrededor de estos implantes, aproximadamente en un lapso de unas semanas a meses después de la implantación. En consecuencia, se ha observado reabsorción ósea debajo de la estructura de estos tipos de implantes y la formación de deshisencias en la mucosa las cuales se infectan y conducen a la pérdida de hueso y la falla posterior del implante.

Acero Inoxidable: Este material es el más comúnmente usado quirúrgicamente, presenta cambios oxidativos en un medio ambiente salino, como lo son los líquidos tisulares y que pueden llevar a la falla por fatiga creando la respuesta más significativa en el huésped. Esta encapsulación se vuelve más gruesa y perjudica la función del implante.

Tantalio: En los comienzos de la implantología fue considerado el más bioinerte de los cuatro materiales principales, pero es obtenible solamente en alambres y hojas delgadas y no puede ser colado. Actualmente no es usado.

Titanio: Durante las dos décadas pasadas, y hasta el momento los implantes a base de titanio, pueden desarrollar tanto oseointegración como fibrointegración. En efecto, este tipo de implante tiene un buen comportamiento mecánico, es bien tolerado en el medio biológico y es fácilmente colable. Es más liviano que la mayoría de los metales utilizados, debido a su baja densidad atómica, la cual es una ventaja en alguna de sus aplicaciones.

Su compleja metalurgia tiene como propiedad importante la formación de capas muy delgadas de óxidos. Explica que el titanio puro, teóricamente puede formar varias capas de óxidos. Entre estas están: el TiO, TiO₂ y el TiO₃. de éstas el TiO₂ es el más estable y usado bajo condiciones fisiológicas; la resistencia a la corrosión del TiO₂ lo califica como biocompatible.

Otra propiedad física documentada en el pasado y que es única para el TiO_2 , es la alta constante dieléctrica la cual varía de 50 a 170, dependiendo de la estructura cristalina. Esta propiedad da como resultado uniones de Van der Waal's más fuertes que con otros óxidos; un hecho que puede ser importante para la interfase bioquímica.

La naturaleza de la superficie de óxidos en implantes de titanio o cualquier metal depende inicialmente de las condiciones dadas durante la oxidación y el tratamiento subsiguiente del implante. En este sentido, existen muchos elementos químicos presentes en la superficie oxidada del titanio que están ausentes en una muestra de TiO_2 que se toma como referencia. Se observan grandes indicios de carbono, así como pequeños de nitrógenos. Bajas concentraciones de cloro, sulfuro y calcio son detectadas frecuentemente.

Sin embargo, el rol de las pequeñas cantidades de contaminantes en la biocompatibilidad de los materiales para implantes no es bien conocido, por ésto los autores consultados coinciden en que es aconsejable mantener una alta normalización en los procedimientos de limpieza. La aceptación o no de impurezas por los tejidos del cuerpo es desconocida, se debe tener mucho cuidado para evitarla. Igualmente, se debe prestar particular atención a los elementos catalíticamente activos, ya que pueden influenciar profundamente el proceso de la interfase química aún en concentraciones extremadamente bajas.

El titanio y sus aleaciones producen óxidos que son altamente estables e inertes, lo cual lo protege de la falla por corrosión, cuando es usado en el cuerpo. Actualmente es considerado como el metal de elección para la fabricación de implantes osteointegrados, ya que es el mejor desde el punto de vista de Biocompatibilidad, Resistencia y Función Biomecánica.

Otras aplicaciones

- Instrumentación quirúrgica
 - Tubos, catéteres, grapas...
- Dispositivos anticonceptivos
 - DIU de cobre
 - Corrosión en el útero
 - Impide la implantación del óvulo
- Odontología
 - Coronas, puentes, implantes, alambres dentales, pernos, tornillos...
 - Titanio, aceros inoxidables, aleaciones de plata, níquel cobalto, NiTi



Figura 4.12. Ejemplos de las aplicaciones de otros metales útiles en los implantes biomédicos.

Acolite.- Metal blanco de baja fusión que es usado para colados dentales. Su costo es accesible y su resistencia muy baja, además pierde el brillo rápidamente.

Aleación.- Aleación es la combinación de dos o más elementos en diversas formas que adquiere propiedades y características metálicas; la cual puede estar formada de metales preciosos (Au, Ag, Pd, Pt) o no preciosos (Ni, Cr, Mo, Co, ~, Zn, Sn, In, Hg, Be).

Toda aleación que se utilice en el ser humano, específicamente en odontología, debe tener ciertas características entre las que se destacan la de las propiedades biológicas, ya que se han observado reacciones de hipersensibilidad de contacto modificación de la reactividad que experimenta un organismo por previo contacto con una sustancia extraña llamada antígeno; en otras palabras, inducción de una respuesta alérgica a menudo por un largo período de tiempo, a metales de sistemas de aleaciones dentales, siendo la dermatitis de contacto alérgica al metal una de las más frecuentes manifestaciones de enfermedades de la piel.

Aleaciones de oro para colados dentales: Tipos de Aleaciones. Se basan en su composición y propiedades físicas:

- a. Tipo I (blanda) para incrustaciones pequeñas que no sufren presión.
- b. Tipo II (mediana) en restauraciones donde se prefiere la capacidad de pulido a la dureza: las incrustaciones que se sujetan a presiones moderadas: coronas $\frac{3}{4}$, pilares totales incrustaciones de 2 o 3 superficies.
- c. Tipo III (dura) para incrustaciones que se sujetan a cargas grandes: Incrustaciones y coronas en la que las fuerzas oclusales constituyen un aspecto clínico importante: Coronas totales y puentes.
- d. Tipo IV (extradura) se emplean en estructuras de dentadura parcial removible pero no para un diente aislado: barras y ganchos para base de dentaduras, prótesis parcial.

Aleaciones de metales altamente nobles: (Preciosos) Tienen un mínimo de 60 % de peso de elementos nobles, por lo menos el 40% es oro:

- 1.- Oro-platino-paladium
- 2.- Oro-paladium-plata
- 3.- Oro-paladium

Las aleaciones de alto contenido de oro cumplen con las normas ISO 9693 y NIOM AP2 tipo a.

Aleaciones de metales nobles: (Semipreciosos) Tienen un mínimo de 25% en peso de metales nobles, sin requerimientos para porcentajes de oro:

- 1.- Paladium-plata
- 2.- Paladium-cobre-galium
- 3.- Paladium-galium

Las aleaciones de este grupo cumplen con las normas ISO 9639 y NIOM AP2 tipo c :

(Aleaciones de base paladio).

Son adecuadas para puentes de tramo corto o largo, trabajos combinados y microfresados. También pueden utilizarse para la técnica de sobrecolado para ataches y muy indicado para estructuras implantosoportadas.

Debido a su alto contenido de paladio, las aleaciones de este grupo presentan una buena resistencia a la corrosión. Las aleaciones de Pd-Ag pueden ser soldadas sin problemas antes y/o después de la cocción de la porcelana.

Aleaciones predominantemente bases: (No - preciosos) Tienen menos que el 25% de peso de metales nobles sin requerimientos para Oro. El módulo de elasticidad de estos es mucho mayor que para las aleaciones de metales altamente nobles y de las aleaciones de metales nobles.

Se oxidan fácilmente a temperaturas elevadas. Por lo tanto las prótesis fijas no serán tan fácilmente flexibles. Una aleación que sea más resistente a la flexión prevendrá la fractura del componente frágil de la porcelana.

- 1.- Cromo-níquel
- 2.- Berilium o Berilio Ojo: Problemas de alergias
- 3.- Níckel Ojo: Problemas de alergias al Ni
- 4.- Cromo-cobalto

Corrosion.- Proceso químico o electrolítico a través del cual un metal es atacado por agentes naturales como el aire y agua, resultando en una parcial o completa disolución, deterioro o debilitamiento de cualquier sustancia sólida. Los metales por lo general son más susceptibles al ataque por las reacciones electroquímicas.

Cromo-cobalto "vitalium" "estelitas haynes".- El módulo de elasticidad del Cr-Co es el más elevado de todos los sistemas cerámicos de aleación. Composición: 35-65% cobalto, 20-35% Cromo, hasta 35% de Níquel. Otros metales que lo constituyen son: Be, Tungsteno, Magnesio, Sílice, estos endurecen y aportan a la resistencia.

Cromo níquel.- Es una solución sólida que se compone de una matriz. Cantidad de Ni 60 a 80% se une al Cr 10-25%, constituyentes básicos son el Hierro 10-12% en mucho menos proporción: Berilio, Aluminio, Boro, Molibdeno, Carbono, Silicio, etc.

Duracast.- Utilizado clínicamente desde 1974 en odontología. Fue formulado de acuerdo a las especificaciones exigidas por el comité de Coordinación de Metales Ferrosos de la comunidad Europea, este metal es de color amarillo oro, después del pulido metálico. Tiene compatibilidad biológica y propiedades semejantes a las aleaciones tipo III. Las desventajas son el cambio de color al estar en la cavidad bucal, ya que es un ambiente húmedo y la pérdida de brillo.

Galvanismo.- Es el resultado de la presencia de dos metales diferentes en la boca. Los metales colocados en una sustancia electrolítica (un líquido que contiene iones) pasan a dicha solución de forma diferente.

Goldent.- Este metal tiene el mismo uso que el oro odontológico tipo III-IV. El color es amarillo, se funde a temperatura relativamente alta, a más o menos 830° C. Tiene resistencia al desgaste pero tiene la desventaja que al oxidarse con el pH salival pierde su brillo y cambia de coloración. Usado para prótesis unitarias totales y parciales.

Liga de plata.- Es un metal blanco muy usado en la Odontología para pins, incrustaciones metálicas y pivots, coronas y fuentes Fijos. Las ventajas son: Después del pulido presenta un brillo inalterable. Posee gran resistencia a la oxidación bucal. Tiene una dureza después de la fundición de 120-140 Kg/nm. Fusión de 643-745 °C.

Níquel.- Se ha reportado que el 9% de la población femenina y el 0.9% de la población masculina tienen alergia a este metal. La A.D.A. ha sugerido una etiqueta para aquellos metales que contengan Níquel; esta debe decir que tales aleaciones no deben ser utilizadas en personas con sensibilidad conocida al Níquel.

Metal.- Es una sustancia química lustrosa opaca que es un buen conductor de calor y electricidad y cuando está pulido, es un buen reflector de la luz.

Metales nobles.- Este término identifica a los elementos en función de su estabilidad química. Se utiliza como elemento básico para incrustaciones, puentes y aleaciones de metal-cerámica por su resistencia a la corrosión en la cavidad bucal. Ocho son los principales metales nobles: Oro, Platino, metales del grupo platino (Paladio, Rodio, Rutenio, Iridio, Osmio) y la Plata. La plata es más reactiva en la cavidad bucal y por ello no se la considera como un elemento noble.

Metales preciosos.- En este caso la designación de precioso indica si el metal tiene un valor intrínseco. Los ocho metales nobles también se consideran preciosos, pero no todos los metales preciosos son nobles. Cuatro son los principales: Oro, Paladio, Platino y Plata. Todos son de color blanco, excepto el oro y el más blanco de estos es la plata.

Metales base.- Estos son elementos no nobles. Se los llama así porque reacciona con el medio y se utilizan para proteger una aleación contra la corrosión por pasividad.

Oro.- Metal amarillo y superficie brillante. De gran ductilidad y maleabilidad. Buen conductor de calor y electricidad. Su dureza en prótesis es escasa por eso se debe realizar una aleación con otros metales para que aumente su dureza. Su oxidación es casi nula.

Oropent.- Es un metal de baja fusión, de color amarillo que se usa en puentes, coronas e incrustaciones. En boca sufre oxidación por el PH salival y por esto va a perder su brillo y color rápidamente. Muy utilizado en América del Sur por su costo muy bajo pero su uso no es recomendado.

Orodent.- De color amarillo se funde a una baja fusión 320-350°C. Usado en puentes, incrustaciones y coronas. Tiene las mismas desventajas que el oropent.

Soldadura.- Es unir dos metales mediante un tercer metal de relleno, o soldadura, que se funde con cada una de las partes a unir. La adhesión depende de la capacidad, por parte de la soldadura, de mojar las partes a unir, no de la fusión de los componentes metálicos.

Titanio.- Posee alta resistencia a la corrosión, baja densidad, módulo elástico excelente biocompatibilidad. Se funde a 1.800 °C. Es un metal bastante liviano. Es reactivo con el Oxígeno y considerado como pirofórico.



Figura 4.12 bis. Ejemplos de las aplicaciones de otros metales útiles en los implantes biomédicos.

4.6. Ventajas y desventajas

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.

Los problemas con los implantes de titanio

Cualquier implante en el cuerpo es una sustancia extraña y tiene el potencial de provocar reacciones inmunes y autoinmunes. . Y por definición, cualquier incumplimiento de implantes dentales de la superficie de la boca, que está repleta de microbios y puede permitir la entrada de patógenos también especies directamente en el hueso alveolar y el cuerpo Para más información sobre este tema, consulte el artículo de implantes dentales: Los pros y contras.

En adición, los implantes también para formar biopelículas mediante el cual los microbios crecen en la superficie del implante bajo una cubierta protectora y estas infecciones biopelícula se cree que representan el 80% de las infecciones humanas. Vea el artículo ¿Cómo las bacterias se comunican para más información.

✓ Consideraciones especiales en relación con el uso de implantes de titanio incluyen:

Las reacciones alérgicas entre el 0,5% y el 1% de todos los pacientes presentan reacciones alérgicas a los implantes de titanio. Este número puede aumentar con la exposición continua como se lixivía desde el implante de titanio provocar una respuesta inmune. Estudios recientes cuentan con un número creciente de informes de reacciones adversas a todo tipo de implantes de titanio y son un verdadero motivo de preocupación.

Actividad galvánica y eléctrica Típicamente, los implantes dentales de titanio tienen varios componentes metálicos cuyo tornillo junto con la corona o el puente se atornilla o se cementa en su lugar en la parte superior. Permite la angulación Esto cambia el ángulo entre la quale alla (posiblemente retirado) del hueso permite la colocación de la implante y el ángulo necesario para la función y la estética de la corona o puente.

La presencia de cualquier metal en la boca y en particular la combinación de metales que a menudo ocurre en la odontología de rutina en la presencia de saliva electrolítico genera un voltaje. Este correo actividad eléctrica hace que el sistema nervioso autónomo (SNA) a menudo se estresan y se manifiesta como una especie de impedimento que sólo puede detectarse años más tarde. En adición, las corrientes producidas suelen ser mucho mayores que las empleadas por el sistema nervioso y puede alterar la señalización neuronal.



Nuevos biomateriales metálicos (IV)

- **Magnesio**
 - **Ventajas**
 - Material biodegradable y reabsorbible
 - Existencia natural en tejido óseo y elemento esencial en metabolismo (4º catión más abundante: 0.7-1.05 mmol/L)
 - Iones solubles en medio fisiológico, no tóxicos y exceso excretado por la orina
 - **Desventajas**
 - Cinética de biodegradación rápida
 - Altos niveles pueden provocar parálisis, hipotensión, problemas cardíacos y respiratorios.

(Note: The image also contains a faint background graphic of a syringe and a green ECG line.)

Figura 4.13. Ejemplos de las ventajas y desventajas de algunos metales biomédicos.

Metalosis. Este término se refiere a la liberación de iones metálicos del implante en los tejidos circundantes (tensión regional) y la correspondiente energía de los meridianos (estrés meridiano). Esto usualmente afecta los tejidos blandos mayoría, sin embargo iones de titanio se han encontrado en la sangre, la mandíbula, los ganglios linfáticos, el pulmón y el bazo.

En experimentos con animales, los iones de titanio se han encontrado en un área de aproximadamente 3 cm rodean el implante. A veces, la presencia de titanio en los tejidos puede causar dolor en la región o el área del implante. Mostró un estudio en animales los cambios patológicos en el bazo En tan sólo 72 horas de exposición al titanio.

Formación de óxidos de titanio forma óxidos de titanio en la superficie de los implantes de titanio y esto se cree que tiene varios efectos. En primer lugar, estos óxidos de titanio interfieren con la fagocitosis (células inmunes engullen partículas extranjeras que) y la función de los osteoblastos (las células sintetizan el hueso). Estos efectos se cree que resulta en la prevención de la adecuada en el crecimiento y la aproximación de hueso para el implante. Estos óxidos metálicos también causa daños de los radicales libres en la región.

Calcio / titanio interacciones en adiciones a la inhibición de la función de los osteoblastos, parece que el cuerpo puede "error" iones de titanio (Ti^{+2}) para los iones de calcio (Ca^{+2}) que llevan la misma carga y son similares que tiene aproximadamente el mismo peso atómico y tamaño. Esto da lugar a los tejidos que rodean al implante convertirse en deficiente en calcio.

Titanio y flúor Cualquier exposición a la halógeno altamente reactivo, flúor, ya sea a través del suministro de agua o pasta de dientes provoca una reacción entre el flúor y el titanio que amplifica los efectos tóxicos de flúor. Para más información sobre este tema consulte el artículo de los riesgos sanitarios de fluoruro.

El bloqueo del meridiano fluye acupunturistas utilizan agujas de metal insertados temporalmente en puntos estratégicos de los meridianos de acupuntura para redistribuir las energías del cuerpo. El permanente inserción de un implante de metal en un meridiano (todos los dientes o las tomas han meridianos de energía que fluyen a través de ellos) hará que el bloqueo no deseado o reorientación de los flujos de energía. Las consecuencias para cada persona será diferente, dependiendo de su constitución general y qué meridiano (s) es / son afectados.

Electromagnéticos de antenas informes sobre el uso de los implantes de titanio cefálicas y dentistas Algunos sugieren que los implantes de titanio actúan como antenas para la radiación electromagnética. Cada metal tiene una oscilación que varía entre 2 y 5 gigahercios Cuál puede resonar con las ondas de radio y los campos magnéticos de la misma frecuencia.

Las antenas utilizadas en teléfonos celulares están frecuentemente hechos de titanio debido a su capacidad para resonar con la radiación cerca-microondas utilizados en las transmisiones de telefonía móvil. Esto también puede poner el sistema nervioso autónomo (SNA) y endocrino en un esfuerzo a largo plazo estaba causando trastornos metabólicos, interrumpiendo el flujo de sangre y la conducción nerviosa, y en particular puede provocar insomnio.

La transformación de linfocitos Aquí es donde ya sea continua o de una segunda exposición a un antígeno provoca linfocitos para transformar, aumentando de tamaño, la proliferación y convertirse en células blásticas. Temperatura de conducción A diferencia de los dientes, titanio Transmite el calor de los alimentos y las bebidas hasta los huesos y los tejidos circundantes, lo que puede causar problemas con la osteointegración.

Una primera consideración en el resultado estético obtenidos con restauraciones de implantes es de las encías o así llamados "rojos" estética. Los implantes de titanio con el metal puede brillar a través del hueso y encía en los dientes frontales producen una sombra oscura con cualquier recesión de las encías y el implante metálico puede convertirse expuesta que puede ser muy desagradable y difícil de remediar.

Además, como muchos implantes de titanio están enterrados mientras tiene lugar la curación ósea y más tarde se descubrió y restaurado puede haber una pérdida de tejido en general, y las papilas en particular (las crestas gingivales entre los dientes), que puede producir desagradables triángulos negros entre los dientes cuando restaurado.

La citotoxicidad de titanio es citotóxico con partículas más pequeñas. Esto puede conducir a la muerte celular inducida (apoptosis) y también a un aumento en el nivel de proteínas supresoras de tumores. Se han observado en pacientes con prótesis de cadera de titanio ortopédico. Las interleucinas son un grupo de moléculas de señalización implementados por el sistema inmune que controlan la actividad de células blancas de la sangre.

Daño en el DNA Varios estudios sugieren que los implantes de titanio provoca daños en el ADN o la regulación positiva de un número de genes En comparación con la cicatrización ósea. Un estudio encontró que las mutaciones genéticas inducidas por la exposición a partículas de titanio fueron comparables a los producidos por la exposición a los metales pesados cadmio y níquel, y a bajas dosis de radiación.

Cicatrización ósea Una cuestión reconocida con los implantes de titanio es que no puede ser la resorción ósea temprana poco después de la colocación del implante. Por último, existe también un peligro para los dentistas, silla lateral y personal de laboratorio que inhalan partículas de titanio, mientras que trabajar con este material.



Figura 4.14. Ejemplos de las ventajas y desventajas de algunos metales biomédicos.

4.7. Propiedades de los biomateriales metálicos y tratamientos biomiméticos

Los metales difieren considerablemente entre sí, tanto en la composición química como en la estructura microcristalina. También puede ocurrir que dos muestras de metal tengan la misma composición pero microestructuras diferentes. Las microestructuras diferentes son el resultado de métodos de procesamiento distintos: la fundición, el proceso de forja y otros semejantes. La combinación de la composición y la estructura determinan las propiedades mecánicas, la resistencia a la corrosión y el resto de propiedades.

Propiedades de los metales

☆ Flexión

La Flexión permanente o la rotura del componente de un implante metálico puede ser por los siguientes factores: peso y la actividad del paciente, la forma en la que el implante está sujeto con cemento o hueso, el diseño, el tamaño, la posición anatómica del componente y el tipo de metal que se haya utilizado. Obviamente, uno de los factores principales es la resistencia del metal. Los metales que se utilizan para implantes tienen diversas resistencias y otras propiedades mecánicas, y una biocompatibilidad, desgaste y velocidad de corrosión variables.

☆ Fatiga

La fractura de un componente se origina en la región de mayor tensión. Puede que se inicie una grieta y que, con la carga reiterada, esta desarrolle una fractura completa. Este proceso se denomina fatiga. El tamaño del grano o del cristal de un metal revela, en líneas generales, la calidad del metal y es un factor principal para determinar la resistencia a la fatiga.

Característica del grano o cristal:

- Cuanto más pequeño o más fino es el grano, más fuerte es el metal y mayor la resistencia a la fatiga.
- Si los granos son grandes, esto significa que también son grandes los límites entre los granos que actúan como amplificadores de presión permitiendo que las grietas se propaguen fácilmente a través del metal.
- El tamaño del grano aumenta si se mantiene un metal a temperaturas elevadas cercanas a su punto de fusión.
- El tamaño del grano disminuye aplicando el proceso de forja.

Se utiliza para consolidar el polvo a un estado sólido con unos granos de un grosor mucho más fino del que se puede conseguir con la fundición para reducir la porosidad de las fundiciones, aumentando así su fuerza y su resistencia a la fatiga.



Fig. 3-1 Los aros concéntricos que emanan de la zona anterolateral de la superficie de la fractura del vástago indican una propagación gradual de la fractura debido a la fatiga cíclica: la superficie áspera de la parte interna del vástago (mitad inferior de la fotografía) se produjo por una rotura repentina de esta parte del vástago.

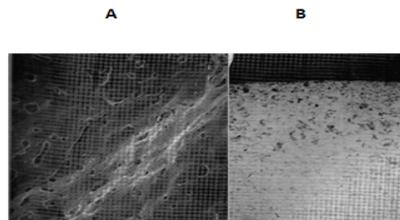


Fig. 3-2 Defectos en el metal y tamaño de cristal grande. A. Hueco en una aleación metálica colada de cobalto-cromo-molibdeno en la región de la fractura por fatiga en el vástago. B. Los granos cerca de la superficie del vástago de acero inoxidable (parte superior de la fotografía) son mayores que los granos en la zona interior (parte inferior de la fotografía). Los huecos, el grano grande aumenta, la incidencia de rotura del vástago.

Tensión y presión

Aunque una barra o un vástago sólido de metal son muy duros en comparación con los materiales plásticos, al principio siguen actuando como muelles cuando se someten a tensión. Por debajo de su punto de deformación, recobran su longitud original cuando se retira la carga.

El comportamiento de un metal, tanto por debajo como por encima de su punto de deformación, se puede determinar con una prueba de laboratorio, aplicando una carga en tracción y midiendo el cambio en la longitud de la muestra. Para eliminar el efecto de las dimensiones del ejemplar, la carga se divide por la superficie del corte transversal, y el resultado se denomina *presión*.

Del mismo modo, el cambio en la longitud se divide por la longitud original del ejemplar, y el resultado se denomina *tensión*. Algunos de los términos que se usan para describir las propiedades mecánicas de un metal están ilustrados en la figura 4.16, la cual muestra la relación de presión-tensión.

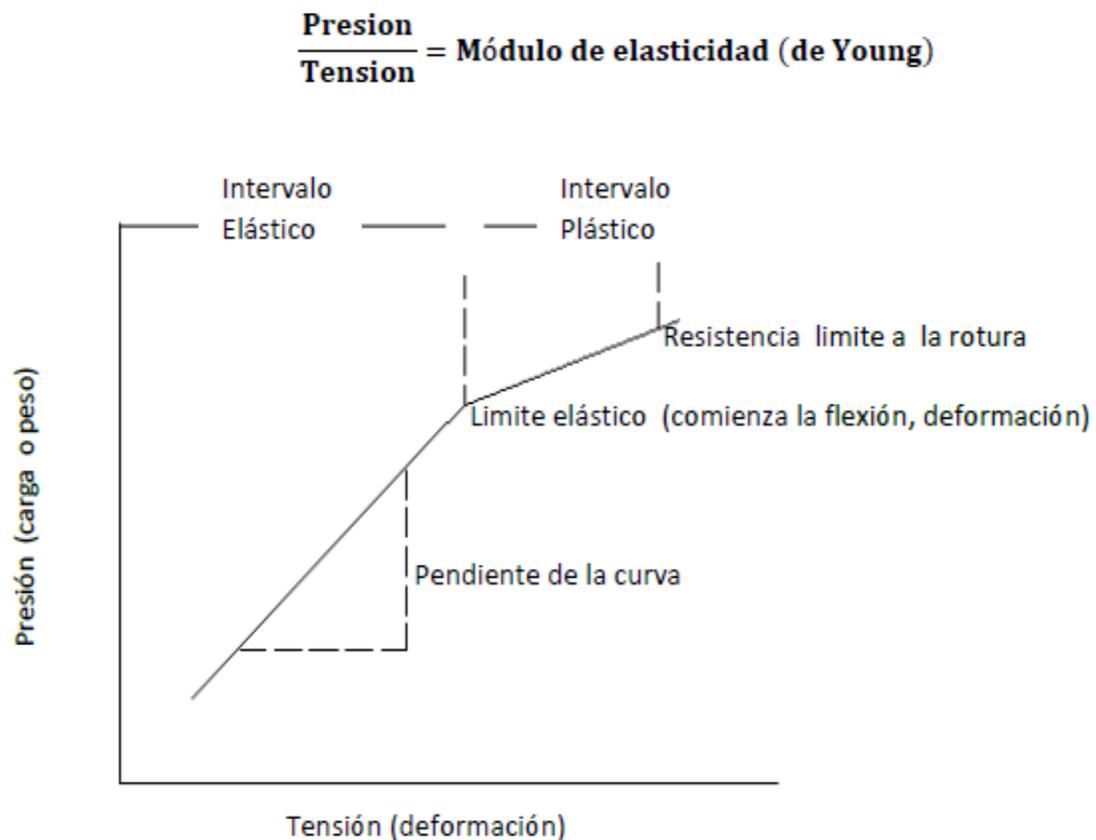


Figura 4.15. Diagrama de presión-tensión.

Las pruebas de la resistencia a la tensión de las barras metálicas estándar revelan las diferentes respuestas de deformación a una sola aplicación de presión (peso o carga por unidad de superficie del corte transversal de la muestra).

En la pendiente de la curva, los materiales muestran una cualidad elástica hasta que se les aplica la suficiente presión como para alcanzar su punto cede (límite elástico), donde ocurre la deformación permanente.

La pendiente de la curva en la región elástica determina el módulo de elasticidad (de Young), la relación (v. arriba) de presión/tensión (cambios fraccionales de longitud en la dirección de la presión). Un material no elástico tiene una pendiente pronunciada y por tanto un módulo de elasticidad elevado.

El metal se rompe cuando la presión sobrepasa la resistencia límite a la tracción. (El diagrama muestra sólo el efecto de una aplicación única de presión y no el efecto de la presión cíclica en el cual entre la tercera parte y la mitad de la resistencia a punto cedente producirá fracturas por fatiga en el metal.

Una aproximación de un diagrama de presión-tensión para un metal dúctil como el acero inoxidable recocido. Se pueden hacer pruebas y diagramas semejantes con cerámicas y polímeros e incluso con tejidos. (No obstante, con los polímeros y los tejidos los diferentes grados de tensión hacen que varíen los resultados por la naturaleza viscoelástica de dichos materiales.)

Prueba de tracción

Las definiciones que vienen a continuación se entienden mejor si se consulta la figura. Se presentan en el orden en el que ocurren los sucesos durante una prueba de tracción.

1. *Elongación*: cantidad de deformación (alargamiento) que produce un esfuerzo de tracción o una carga. La deformación inicial es elástica. Después de ceder, se produce una deformación plástica (v. Ductilidad).
2. *Módulo de elasticidad*: medida de la rigidez o dureza de un material. Se calcula por el comportamiento lineal y elástico inicial, dividiendo la carga (presión) por la cantidad de deformación (tensión) en la dirección de la carga.

Un alto módulo de elasticidad indica que el material es rígido: un módulo bajo, por tanto, indica que el material es más maleable. Incluso el hueso compacto tiene un módulo de elasticidad mucho más bajo que el metal, pero mucho más alto que el cemento acrílico de huesos. *El módulo de elasticidad* se refiere a un material, no al implante en sí. La rigidez de un componente de una artroplastia total depende del módulo de elasticidad y de la geometría del dispositivo.

3. *Límite elástico*: presión máxima que puede sostener un material sin sufrir una deformación permanente. En la región elástica, un metal recobra su forma original al liberar la carga y, al igual que un muelle, desprende la energía acumulada.
4. *Resistencia a la deformación*: presión con la que termina la deformación elástica y comienza la deformación plástica. El comportamiento de un metal cuando se trata de cargas que superan la resistencia a la deformación depende de si este es dúctil o frágil.
5. *Ductilidad*: capacidad de un metal para soportar la deformación plástica sin romperse.
6. Los procesos metalúrgicos que aumentan la resistencia de un metal reducen su ductilidad, las aleaciones para implantes ortopédicos que han sido procesadas para obtener una resistencia elevada suelen tener una elongación hasta su rotura de un 10% aproximadamente.

Un material frágil (como la cerámica de óxido de aluminio) es uno que virtualmente no tiene ductilidad. Este tipo de material no tiene, esencialmente resistencia a la deformación, sino solamente una resistencia máxima (v. abajo)

7. *Tenacidad*: capacidad de un material para absorber energía deformándose pero sin romperse.

8. *Resistencia límite de rotura*: presión máxima que puede sostener un material en una sola aplicación sin romperse.
9. *Rotura por fatiga*: fractura o rotura de un metal causadas por aplicaciones repetidas de cargas inferiores al límite elástico.
10. *Resistencia a la fatiga*: máxima carga cíclica que puede sostener un metal sin romperse, cuando es sometido a un número determinado de ciclos, por regla general 5 ó 10 millones (Fig. 3-5). Ésta es seguramente la característica más importante de un vástago femoral, ya que determina la capacidad para resistir el uso prolongado del implante.

Los metales suelen fatigarse al estar sometidos a cargas cíclicas iguales o superiores a dos tercios de su resistencia límite de rotura. La comparación de los datos sobre la fatiga puede resultar difícil. Esto se debe a las diferencias en las cargas máximas y mínimas que se utilizan, la manera en la que se aplica la carga (tensión, flexión y demás), la temperatura de prueba (temperatura ambiental o corporal) y el entorno (aire, salino, suero, etc.)

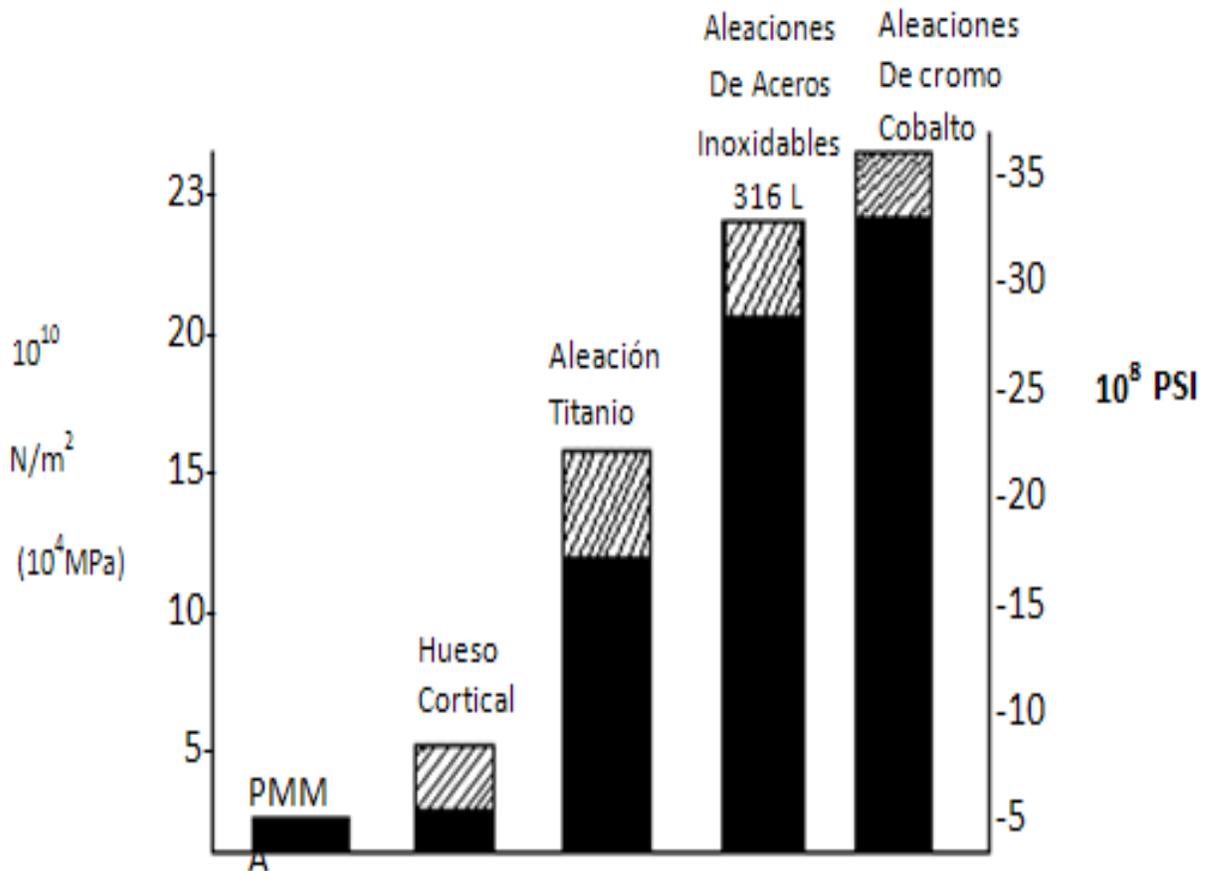


Figura 4.16. El módulo de elasticidad de las aleaciones de titanio es aproximadamente la mitad que el de los otros metales que se utilizan para la fabricación de los componentes femorales. No obstante, el módulo de elasticidad del titanio es bastante más alto que el del hueso cortical y el del polimetilmetacrilato. Las zonas sombreadas indican el intervalo para cada material.

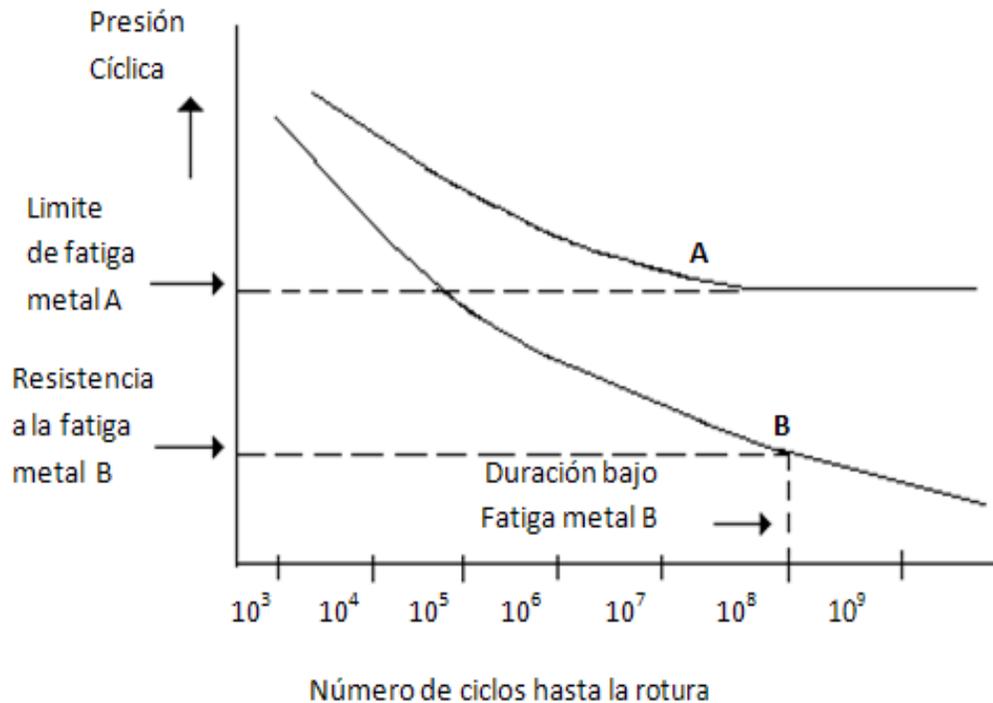


Figura 4.16. Un diagrama típico de fatiga para los metales, mostrando el número de ciclos hasta la rotura con una presión cíclica determinada. El metal A presenta un límite de fatiga (la presión por debajo de ese límite no produce rotura), y el metal B no.

11. *Duración bajo fatiga*: número de ciclos que puede resistir un metal sin romperse cuando es sometido a una carga cíclica determinada.

12. *Límite de fatiga*: para ciertos metales y condiciones de prueba, la carga cíclica que puede soportar indefinidamente un metal sin romperse. Esto también se denomina *límite de duración*. Sólo unos pocos metales presentan este límite, y el ejemplo principal es el de las aleaciones de acero probadas en el aire.

Por lo general, las aleaciones de los implantes ortopédicos no tienen un límite de duración en los líquidos corporales. Por tanto, clínicamente no existe ninguna carga garantizada por debajo de la cual nunca ocurrirá la rotura de un implante, a menos que la duración bajo fatiga aproximada del implante bajo las cargas a las que está sometido sobrepase la vida del paciente por mucho. Como se describe más tarde, este objetivo de diseño se puede lograr para los vástagos de las prótesis totales de cadera.

No hay estándares de ASTM (American Society for Testing and Materials) para el material de implantes o para el rendimiento de los dispositivos. Sin embargo, hay una serie de estándares de la ASTM para los materiales de implantes ortopédicos fabricados por procesos específicos, para las dimensiones de ciertos componentes de los implantes como los tornillos y para algunos métodos de pruebas específicas para materiales ortopédicos e implantes.

El proceso de fabricación puede mejorar las características de la resistencia de un metal considerablemente al minimizar los defectos (como burbujas, vacíos, escoria y suciedad) y la porosidad de la superficie. Hay algunas inclusiones presentes en todos los metales, y se han establecido normas para el máximo número admisible. Demasiadas inclusiones grandes van a debilitar el componente; las superficiales actuarán como amplificadores de presión y proporcionan áreas para la corrosión de las grietas.



Figura 4.17. Defecto en el vástago. La superficie fracturada de la parte proximal del vástago de acero inoxidable revela líneas concéntricas de propagación de la fractura, pero también hay un hueco grande triangular por debajo de esta zona al nivel donde el vástago se había fusionado aparentemente con el cuello del componente. La rotura del vástago ocurrió 10 años después de su implantación.

Los investigadores han presentado informes sobre los defectos metalúrgicos de este tipo en algunos vástagos rotos. Las fallas en los vástagos hacen sospechar siempre que haya defectos en el diseño o en el metal, el problema suele ser, por lo general, técnico o biomecánico.

La naturaleza biológica del hueso permite la reparación continua de microfracturas por sobrecarga. Sin embargo los metales carecen de esta característica curativa.

Existe un estándar para las pruebas de fatiga cíclica en los vástagos femorales (ASTM F- 1440). Los suizos piensan que un diseño seguro con una resistencia a la carga pulsátil algo más baja, de 2.000 N, siguen siendo aceptables. Una carga máxima de 2.300 N es una fuerza más de seis veces superior al peso corporal de la mayoría de los individuos.

Las fuerzas que atraviesan la cadera durante actividades normales como subir escaleras se sabe que se aproximan a cuatro o cinco veces nuestro peso, así que la especificación suiza parece modesta. Muchos diseños de vástagos que se usan actualmente presentan resistencias a la fatiga de 3.000 N o más, y se ha registrado un diseño con una resistencia a la fatiga de 9.500 N.

El metal ideal para un componente cementado debería tener una resistencia a la fatiga y a la deformación y una tenacidad altas. En teoría, un módulo de elasticidad inferior (menos rigidez) podría ser preferible en un vástago femoral sin cemento, ya que reduciría la presión sobre el componente mediante el reparto de la carga con el hueso, y posiblemente, reduciría la pérdida ósea causada por la desfuncionalización (*stressshielding*).

Por el contrario, para un componente cementado sería preferible un módulo de elasticidad más alto (más rigidez), ya que reduciría la presión en el cemento que rodea al componente y el riesgo de que se rompa el cemento, pero también tendría desventajas porque el hueso sería capaz de soportar tan poca carga que podría producir una desfuncionalización y, por consiguiente, una osteoporosis por desuso, que con el tiempo ocasionaría un mal soporte del cemento y la rotura de éste, causando finalmente el aflojamiento del componente.

Está claro que el módulo de elasticidad debe considerarse en conjunto con otros parámetros del material y el diseño, y no de manera aislada [36]. Como se muestra en la figura el **módulo de elasticidad aproximado para el cemento, el hueso y los metales ortopédicos en unidades de GPa se expresa en unas proporciones sencillas: 2 (PMMA), 20 (hueso), 100 (titanio) y 200 (acero inoxidable y aleaciones de cobalto)**. Junto con la geometría, las proporciones determinan el reparto de carga. Por ejemplo, si un hueso y un componente de titanio tuviesen la misma superficie de corte transversal, la misma forma y estuvieran unidos de manera que se deformaran como una unidad bajo carga, el titanio soportaría una $100 \div (20 + 100)$, o 5/6, de la carga.

La corrosión es un proceso electroquímico superficial que puede debilitar un implante además de liberar cantidades considerables de iones metálicos local y sistémicamente. La corrosión es menos frecuente en las superficies pulidas. A pesar de que las superficies ásperas a porosas proporcionan una mejor unión entre el implante y el cemento y una mejor penetración ósea, dichas superficies pueden presentar diversos tipos de corrosión como consecuencia del aumento de la superficie y de la mala circulación de líquidos en los espacios pequeños y aislados que se forman debido a la textura o la porosidad.

Todos los metales tienden a corroerse hasta cierto punto en el entorno hostil salino del cuerpo. No obstante, doblar o arañar el implante puede deteriorar su capa superficial protectora, y entonces la corrosión puede acelerar el proceso de rotura por fatiga resultante de la deformación de fosas u otras discontinuidades de la superficie, que pueden actuar como amplificadores de la presión.

Todas las aleaciones de los implantes ortopédicos deben su resistencia a la corrosión a su capacidad para formar una capa superficial de óxido adherente, coherente y lo suficientemente fuerte como para por lo menos resistir la agresión mecánica. Si se dañan, todos estos materiales pueden reformar la capa con frecuencia utilizando el oxígeno de los líquidos corporales que los rodean.

El acero inoxidable se corroe más fácilmente que las diversas aleaciones de cobalto y de titanio. La pasivación es la formación cuidadosa de la capa de óxido bajo condiciones controladas. Las superficies de todos los implantes de aleaciones de acero inoxidable y de cobalto en los Estados Unidos se pasivan con un método estándar que utiliza ácido nítrico (ASTM F-86).

Varios informes atribuyen el aflojamiento de los implantes a una respuesta alérgica a las concentraciones locales de iones de cromo, cobalto o níquel que producen sensibilización. Desgraciadamente, las pruebas cutáneas con el metal antes de implantarlo pueden ser de poco valor, ya que el paciente tal vez sólo se sensibilice a éste después de una acumulación local de partículas metálicas.

Este problema podría ser más importante con las prótesis totales de metal sobre metal de cadera, ya que se producen más partículas metálicas por el desgaste, o en los sistemas de metal poroso que consiguientemente tienen una mayor área superficial. El problema especial de la biocompatibilidad de las partículas se trata más adelante en conjunto con el polietileno de peso molecular ultraelevado (PEPMUE), ya que es la fuente principal de partículas de desgaste en las prótesis.

Los posibles efectos nocivos a largo plazo de los metales, al igual que de los plásticos, son los efectos cancerígenos de los iones metálicos. Uno de los motivos básicos de preocupación es que el cromo y el níquel, dos de los elementos metálicos que tienen en común las aleaciones de acero inoxidable y de cobalto, son carcinógenos conocidos.

En concreto, se estima que la liberación de iones metálicos a los líquidos corporales de los metales porosos es el doble que la de los metales sólidos. La liberación de las partículas metálicas también sería superior a la de las superficies de los implantes debido al incremento en el área superficial por unidad de masa del material.

Se han detectado tumores en la región de las artroplastias totales de cadera, que han sido histiocitomas fibrosos malignos, pero también se han registrado osteosarcomas. Los casos registrados se han asociado con implantes de aleaciones de cromo-cobalto.

Los histiocitomas fibrosos malignos no son raros en los miembros inferiores de pacientes mayores. No obstante, también se han registrado tumores malignos en asociación con placas y tornillos de cromo-cobalto. No hay informes que impliquen al titanio como carcinógeno.

⌘ Propiedades del acero inoxidable.

En 1821 el francés Berthier, quien estaba familiarizado con los esfuerzos de Stodart y Faraday añadió cromo al acero, descubriendo que esta aleación presenta un aumento a la resistencia hacia los ácidos, conocidos con el nombre genérico de aceros inoxidables.

En este tipo de aceros, el contenido de cromo es al menos de un 12%. Este elemento es muy reactivo, produciendo un recubrimiento de una película superficial tan adherente y autorenovable que resiste la oxidación aun a temperaturas elevadas. Se acostumbra a clasificar a los aceros inoxidables en tres grupos principales según su microestructura y sus composiciones químicas vienen dadas en la tabla 4.1, se muestra composición química de los principales aceros inoxidables.

Tabla 4.1. Composición química de los aceros inoxidables.

AISI	%C	% CR	% Ni	% otros elementos
Ac. inox. martensítico				
410	0.5 max.	11-13.5	—	—
420	0.35-0.45	12-14	—	—
431	0.2 max.	15-17	2.5-2.5	—
440 ^a	0.60-0.75	16-18	—	—
Ac. Inox. ferrítico				
430	0.12max.	14-18	0.5 max.	—
446	0.20 max.	23-27	0.5 max.	0.25 N max.
Ac. Inox. austeníticos				
301	0.15 max.	16-18	6-8	2 Mn max.
304	0.08 max.	18-20	8-12	1 Si max.
304L	0.03 max.	18-20	8-12	5 Si max.
310	0.25 max.	24-26	19-22	1.5 Si max.
310X	0.08 max.	24-26	19-22	1.5 Si max.
314	0.25 max.	23-26	19-22	1.5-3.0
316	0.10 max.	16-18	10-14	2-3 Mo
316 L	0.03 max.	16-18	10-14	2-3 Mo
317	0.08 max.	18-20	11-14	3-4 Mo
321	0.08 max.	17-19	8-11	Ti 4xC (min.)

A. Aceros inoxidables martensíticos.

Estos aceros contienen entre un 11.5% y un 18% de cromo. Los aceros inoxidables martensíticos son magnéticos, pueden trabajarse en frío sin dificultad, especialmente los de bajo contenido de carbono, pueden mecanizarse satisfactoriamente, tienen buena tenacidad, gran resistencia a la corrosión atmosférica y a algunos agentes químicos, y se trabajan fácilmente en caliente.

B. Aceros inoxidables ferríticos.

Este grupo de aceros inoxidables contienen desde un 14% a un 27% de cromo. El contenido en carbono es bajo y generalmente presenta más cromo que los de grado martensítico. No se pueden endurecer por tratamiento térmico sino sólo moderadamente mediante trabajo en frío. Son magnéticos y pueden trabajarse en frío o en caliente, pero alcanzan su máxima ductilidad y resistencia a la corrosión en la condición de recocido. Su utilización principal está en las industrias químicas y alimenticias.

C. Aceros inoxidable austeníticos.

Son los aceros inoxidable al cromo-níquel y al cromo-níquel-manganeso que estabilizan la fase austenítica. Son esencialmente no magnéticos en la condición de recocido y no endurecen por tratamiento térmico. El contenido total de níquel y cromo es de por lo menos 23%. Se pueden trabajar fácilmente en caliente o en frío. Estos aceros tienen la mejor resistencia a altas temperaturas y su resistencia a la corrosión es mejor que la de los aceros martensíticos o ferríticos.

Son los aceros más utilizados en la fabricación de implantes, sobre todo el 316 (16-18% Cr, 10-14% Ni y del 2 al 32% Mo) y el 31 6L, resultado de reducir el contenido en carbono del acero 316 de 0.08% al 0.03% para obtener mejor resistencia a la corrosión. Las propiedades mecánicas de estos aceros vienen especificadas en la tabla I. Su aplicación está muy extendida en sistemas de uso temporal, tales como placas de fractura, tornillos y clavos.

D. Aceros inoxidable endurecibles por precipitación.

Estos aceros inoxidable tienen en general menor contenido de níquel, reduciendo de esta manera la estabilidad de la austenita. Pueden contener también otros elementos como cobre, titanio y aluminio, que tienden a formar precipitados aleados coherentes.

El acero inoxidable (p. ej., ASTM F-138), que tiene un contenido bajo de impurezas y un pasivado final, es totalmente apropiado para su implante en el cuerpo humano. Todos los aceros inoxidable que se utilizan en implantes ortopédicos se clasifican metalúrgicamente como «austeníticos» por su estructura macrocristalina, y no son magnéticos. Son resistentes a la corrosión principalmente por su contenido en cromo y por el tipo de superficie de óxido que el cromo ayuda a crear.

El acero inoxidable forjado (p. ej., ASTM F-621) tiene una mayor resistencia a la deformación que el acero inoxidable colado (p. ej., ASTM F-745), pero tiene una menor resistencia a la fatiga que los implantes de aleaciones de cobalto-titanio. Sin embargo, a pesar de que el acero inoxidable recocido es más dúctil más fácil de trabajar a máquina que estas últimas aleaciones, el acero inoxidable ya no se usa rutinariamente en las prótesis, ya que los componentes femorales de diseños más antiguos se fracturan.

Desde el punto de vista de la resistencia a la corrosión, la biocompatibilidad la duración bajo fatiga, el acero inoxidable es inferior a las aleaciones de cobalto y titanio que se vienen utilizando. Además, actualmente no existe ningún método satisfactorio para aplicar una superficie porosa al acero inoxidable. No obstante, este metal todavía puede emplearse en pacientes mayores cuyas demandas físicas y expectativas de vida sean limitadas, sobre todo cuando el costo sea un factor determinante de importancia fundamental.



Figura 4.18. Ejemplos de las aplicaciones de los aceros inoxidable de acuerdo a sus composiciones y propiedades

⌘ Propiedades de las aleaciones de base cobalto.

Aunque el cobalto no se aisló como un metal sino hasta 1735, el color azul impartido por muchos de sus compuestos de vidrio y cerámicos ya se había utilizado hace miles de años. El cobalto metálico empezó a encontrar algunos usos industriales al principio del siglo XX, pero como metal puro no es particularmente dúctil o resistente a la corrosión y no tiene mucho que ofrecer por encima de otros materiales metálicos.

Por consiguiente en etapas muy tempranas de su desarrollo, se realizaron experimentos para alearlo, en particular Haynes desarrolló una serie de aleaciones del cobalto-cromo, concediéndose patentes americanas en 1907, para aleaciones binarias que contienen de 49 a 90% cobalto y en 1913 para las aleaciones de tungsteno-cobalto- cromo.

Puesto que éstas contuvieron cromo, tenían buena resistencia a la corrosión y se les dio el nombre general de "estelitas" debido a que en su estructura cristalina aparecían cuerpos similares a estrellas brillantes. Estas aleaciones tenían propiedades mecánicas buenas y se usaron extensivamente en la primera Guerra Mundial como materiales de herramienta de máquina.

Las aleaciones de Co-Cr-Mo obtenidas por colada y forja son entre las más utilizadas para resistir al desgaste en superficies que actúan como cojinetes, como se observa en artroplastias de articulación. La Aleación de Co-Cr-Mo colado es el que posee mayor resistencia al desgaste, en parte debido al gran número de carburos que se forman dentro de la propia aleación debido al proceso de manufactura . Las aleaciones forjadas Co-Ni-Cr-Mo son de más reciente fabricación en vástagos de articulaciones sometidas a cargas severas tales como el vástago femoral de la cadera.

La ASTM recomienda cuatro tipos de aleaciones de base Co para aplicaciones en implantes quirúrgicos:

1. Aleación moldeada Co-Cr-Mo (ASTM F76).
2. Aleación forjada Co-Cr-W-Ni (ASTM F90).
3. Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo (ASTM F562).
4. Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo-W-FeO (ASTM P563).

Sus composiciones químicas se resumen en la tabla II. Actualmente sólo 1) y la 3) se usan de forma extensiva en la fabricación de implantes.

Uno de los materiales utilizados en prótesis es la colada de cobalto, que contienen; cromo y molibdeno (p. ej., ASTM F-75). Tiene una resistencia al desgaste a la corrección excelente, una biocompatibilidad admisible por lo general una duración bajo fatiga satisfactoria, cuando se emplean diseños mecánicos apropiados, de tamaño para un paciente determinado.

La tenacidad es idónea, ya que la resistencia es razonablemente alta, las piezas fundidas presentan una elongación de un 8% hasta su rotura. No obstante, el proceso de fundición puede causar problemas que incluyen tamaños de granos demasiado grandes, falta de homogeneidad y porosidad.

Los poros que acaban en zonas con una carga de tracción alta pueden convertirse en amplificadores de presión y conducir a la formación de grietas y a la rotura por fatiga.

En consecuencia, se están fabricando aleaciones de cobalto utilizando técnicas más modernas, como la inoculación en mol- des, procesos de forja (p. ej., ASTM F-961), y prensa isostática caliente (p. ej., ASTM F-799), que reducen en gran medida el tamaño de los granos, la falta de homogeneidad y la porosidad.

Tabla 4.4. Composición química de las aleaciones de base cobalto.

	Colado Mín.	CoCrMo Máx.	Forjado Mín.	CoCrWNI Máx.	Forjado Mín.	CoNiCrMo Máx.	Forjada Mín.	Co, NiCrMoWFe Máx.
Cr	27,0	30,0	19,0	21,0	19,0	21,0	18,00	22,00
Mo	5,0	7,0	—	—	9,0	10,5	3,00	4,00
Ni	—	2,5	9,0	11,0	33,0	37,0	15,00	25,00
Fe	—	0,75	—	3,0	—	1,0	4,00	6,00
C	—	0,35	0,05	0,15	—	0,025	—	0,05
Si	—	1,00	—	1,00	—	0,15	—	0,50
Mn	—	1,00	—	2,00	—	0,15	—	1,00
W	—	—	14,0	16,0	—	—	3,00	4,00
P	—	—	—	—	—	0,015	—	—
S	—	—	—	—	—	0,010	—	0,010
Ti	—	—	—	—	—	1,0	0,50	3,50
Co	Balance							

Los elementos básicos en estas aleaciones forman una solución sólida de hasta el 65% y el 35% en peso. Se añade **Mo** para producir un grano más fino que produce una mayor resistencia después de moldear o forjar.

Una de las aleaciones forjadas de base Co con mejores características es la Co-Ni-Cr-Mo, originalmente llamada MP35N, que contiene aproximadamente 35% de Co y de Ni en peso. Tiene un alto grado de resistencia a la corrosión bajo tensiones en agua de mar o medios salinos clorurados. Es difícil de trabajar en frío, y sólo la forja en caliente permite trabajar mecánicamente.

Además de la conformación plástica por forja, otro método para aumentar la resistencia de la aleación consiste en prensarla isostáticamente en caliente después de haberla atomizado en forma de polvo. Las propiedades de desgaste abrasivo en ambas aleaciones son similares, aunque la de Co-Ni-Cr-Mo no se recomienda para superficies de contacto de una prótesis articular por sus pobres propiedades a la fricción. Esta aleación tiene unas propiedades de resistencia tensil y a la fatiga especialmente notables. La tabla III muestra las propiedades requeridas de las aleaciones base Co.

Debe mencionarse la posibilidad de corrosión de estas aleaciones en las uniones soldadas. Otro aspecto interesante es el ritmo de liberación de Ni en la aleación Co-Ni-Cr-Mo, que difiere sustancialmente del correspondiente al acero inoxidable 316L. Finalmente cabe mencionar que el módulo de elasticidad de estas aleaciones base Co está entre 220 y 234 GPa que es superior al de los aceros. Este hecho afecta sin duda al proceso de transferencia de carga entre el implante y el hueso.

Tabla 4.5. Propiedades mecánicas de las aleaciones de base cobalto.

	Modelo CrCrMo P76	Forjado CuCrWNI (F90)	Recocido Solub.	Forjado CoNiCrMo F562 Trabajo frío y envejecido	Recocido total	Medioduro	Duro	Extraduro Trabajo en frío y Envejecido
Resis. Tracc. (MPa)	655	860	795-1000	1790	600	1000	1310	1586
Limite Elástico 0,2%(MPa)	450	310	240-655	1585	276	827	1172	310
Elongación (%)	8	10	50.0	8.0	50	18	12	-
Estricción (%)	8	-	65.0	35.0	65	50	45	-
Resist. Fatiga (MPa)	310-793	-	-	-	340	400	500	400

✂ Propiedades del titanio y sus aleaciones

La resistencia a la corrosión de titanio en un entorno de cloruro es excelente y mejor que la de las aleaciones de acero inoxidable y cobalto. El módulo de elasticidad del titanio es aproximadamente la mitad del de las aleaciones de acero inoxidable y de cobalto, lo que supone una ventaja a la hora de transmitir la carga al hueso, pero la rigidez del titanio sigue siendo unas cinco veces mayor que la del hueso cortical.

La aleación principal que se utiliza en cirugía ortopédica es la de titanio, aluminio y vanadio (Ti6Al4V), que se procesa con varios métodos (p. ej., ASTM F-136, F-620, F-1108). Los implantes de aleaciones de titanio con una superficie lisa tienen unas resistencias a la fatiga equiparables a las de las aleaciones de cobalto de rendimiento medio. Las cubiertas de bolas o malla de titanio diseñadas para fomentar la penetración ósea son de titanio (ASTM F-67) sin aleación (CP, comercialmente puro).

Sólo los materiales metálicos sufren corrosión en los fluidos corporales, los cuales tienen una cantidad apreciable de cloruros (cerca de 0,5%), que puede perforar las capas pasivas de cromo de las aleaciones de acero inoxidable y las de cobalto-cromo.

Las aleaciones de titanio son insensibles al ataque de los cloruros, por eso tienen menor corriente de corrosión en altos potenciales a comparación de las de Co-Cr y aceros inoxidables. Los materiales de implante desarrollan un potencial de corrosión en los fluidos corporales. Este potencial es, en ocasiones, bastante diferente al potencial termodinámico encontrado en condiciones estándar (25 °C, pH = 7).

Diversos materiales, medido como su potencial de reposo en voltios, obtenidos en suero bovino. Un caso específico, que cuando un tornillo de titanio se coloca (accidentalmente) en una placa de AISI 316L, se desarrolla una diferencia de potencial entre los dos, que puede ubicar el acero inoxidable en una condición de voltaje anódico que favorece la corrosión por picadura y el tornillo de titanio se vuelve catódico.

En este caso, se induce una falla catastrófica del implante (la placa de acero inoxidable) por el mecanismo de la corrosión-fatiga. Otra situación de riesgo se presenta cuando se desgarran y desprenden las capas pasivas del tornillo y de la placa de AISI 316L por efecto del apriete del tornillo contra la placa en el mismo acto quirúrgico.

Como la posibilidad de repasivación en el cuerpo es poca (el oxígeno de la hemoglobina no permite la formación de la capa pasiva), la parte desgarrada de ambos materiales se comporta anódicamente con respecto al resto del material (que está pasivado), el cual hace que se torne catódico.

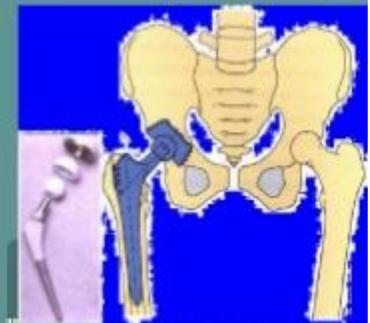
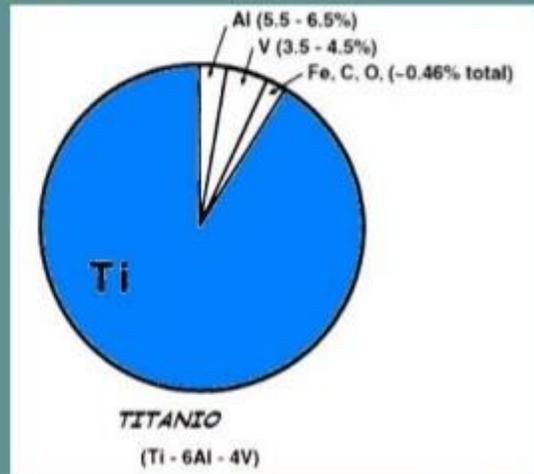
Aquí se puede inducir una hendidura en el tornillo o la placa, causando una rotura súbita por el mecanismo de corrosión-fatiga. Este es el mecanismo más común de las fallas de los implantes de acero inoxidable. En el caso del titanio, la repasivación se da más fácilmente en los fluidos corporales puesto que el agua contenido en los fluidos sanguíneo puede inducir la oxidación del titanio. Así mismo, es posible pronosticar, que se pueden presentar fallas en ciertos diseños modulares de cabezas de cobalto-cromo en un vástago de titanio.

<p>Titanio</p> <p>Ti6Al4V</p> <p>Las propiedades mecánicas del titanio, y especialmente de la aleación Ti6Al4V, se ven modificadas por los tratamientos térmicos, así como por la composición y la textura del material tras el tratamiento.</p> 	<p>Titanio</p> <p>Son una alternativa de elección para aquellos pacientes alérgicos al níquel (dado que el acero contiene una cantidad significativa de dicho material).</p> <p>Afortunadamente las reacciones alérgicas de las mucosas son mucho menos frecuentes que las cutáneas. Para dichos pacientes, la elección sería entre estos brackets y los no metálicos.</p> 	<p>PROPIEDADES del TITANIO:</p> <ul style="list-style-type: none">• El titanio es un metal de color blanco plateado, brillante.• Presenta, en general, buena resistencia mecánica.• Es extremadamente frágil en frío, pero es muy maleable y dúctil en caliente.• Muy buena resistencia a la corrosión ambiental, y a la de agentes químicos corrosivos. <p>APLICACIONES del TITANIO:</p> <ul style="list-style-type: none">• Se utiliza como sustituto de los huesos y cartilagos en cirugía.• Se utiliza mucho (aleado con aluminio) en la industria aeroespacial en la fabricación de elementos de fuselaje, ya que sus aleaciones resultan más duras que el aluminio a igualdad de peso.• Para las tuberías y tanques que se utilizan en la elaboración de los alimentos.• Se usa en los intercambiadores de calor de las plantas de desalinización debido a su capacidad para soportar la corrosión del agua salada.• El dióxido de titanio (conocido como titanio blanco), es un pigmento blanco y brillante que se utiliza en pinturas, lacas, plásticos, papel, tejidos y caucho.
--	--	--

Figura 4.18. Características y aplicaciones del titanio.

TITANIO Y ALEACIONES DE TITANIO

- ◆ FORMA UNA CAPA DE PASIVACIÓN DE ÓXIDO ESPECIALMENTE RESISTENTE FRENTE A TODOS LOS TIPOS DE CORROSIÓN
- ◆ USO ORTOPEDICO ES CON TITANIO-ALUMINIO-VANADIUM (F136)
- ◆ SE USA PARA FIJAR FRACTURAS, FIJACIÓN DE COLUMNA COMO PLACAS, TORNILLOS Y CLAVOS, PROTESIS TOTALES DE ARTICULACIONES



◆ VENTAJAS:

- ◆ SON LAS ALEACIONES DE MAYOR RESISTENCIA A LA FRACTURA, A LA FATIGA Y AL DESGASTE
- ◆ TRAS EL TITANIO, SON LAS ALEACIONES METÁLICAS MÁS RESISTENTES A LA CORROSIÓN

◆ INCONVENIENTES

- ◆ MUY RÍGIDAS QUE FACILITA LA OSTEOPOROSIS POR TRANSMISIÓN DISTAL DE CARGAS, LLAMADO OSTEOPENIA ADAPTATIVA
- ◆ ELEVADO PRECIO DEL COBALTO
- ◆ LIBERAN IONES DE NÍQUEL QUE PUEDEN SER ALERGÉNICOS
- ◆ RIESGO DE INFECCIÓN MAYOR QUE EL DE LAS ALIACIONES DE TITANIO

Figura 4.19. Características, ventajas y desventajas del titanio y sus aleaciones

4.8. Métodos de procesamiento

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.



Figura 4.20. Cuatro pasos sucesivos en la fabricación de un tallo femoral de una prótesis de la articulación de cadera

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 maquinarse, 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.

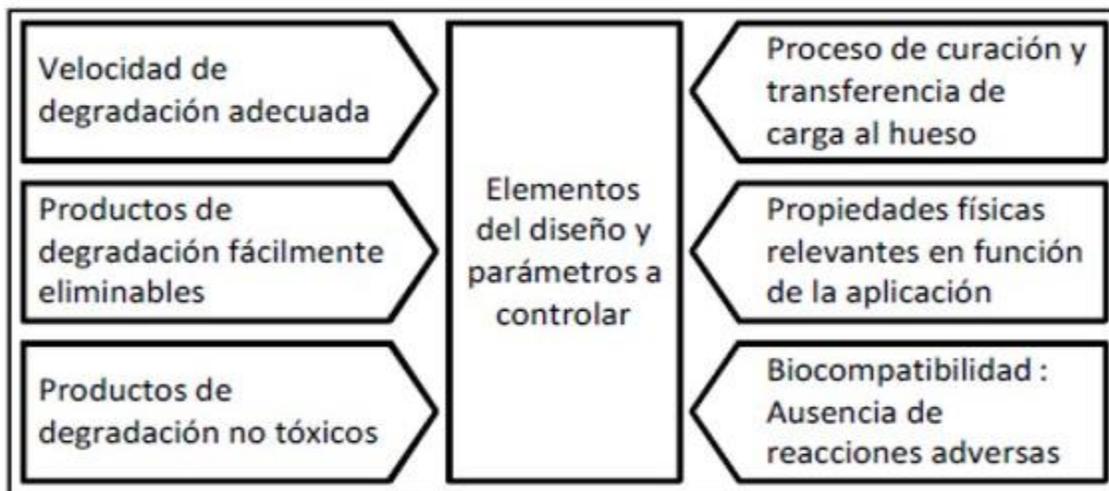


Figura 4.20. Aspectos básicos en el diseño de materiales biodegradables para uso en ortopedia.

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.

Biometales utilizados, fabricación y características

Hierro, Cromo, Níquel, Titanio y Molibdeno
(pueden ser tolerados por el cuerpo en pequeñas cantidades)

↓

Biocompatibilidad Biofuncionalidad Bioactividad

↓

Acero Inoxidable Aleaciones de Cromo-Cobalto Aleaciones de Titanio

Biometales utilizados, fabricación y características

DEFINICIÓN
El acero es una aleación de hierro y carbono, a la que la adición de otros elementos le confieren la propiedad de ser resistente a la oxidación

EVOLUCIÓN
1º para implantes fue el 18-8 (18%Ni-8%Cr)
+ Molibdeno (2-4%),
aumentar la resistencia a corrosión en medio salino
316L, disminuye el Carbono 0,08% del 316 a 0,03%
Mejora la corrosión *in vivo*
Para mantener las condiciones de corrosión Cr >11%

ACERO INOXIDABLE
Composición química del acero Inoxidable 316L (ASTM, 1992)

Elemento	Composición
Carbono	0.03 max.
Manganeso	2.00 max.
Fósforo	0.03 max.
Azufre	0.03 max.
Silicio	0.75 max.
Cromo	17.00-20.00
Níquel	12.00-14.00
Molibdeno	2.00-4.00

"Biomecánica articular y Sustituciones protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia

Figura 4.21. Ejemplos de biomateriales para fabricación de implantes.

Biometales utilizados, fabricación y características

ACERO INOXIDABLE

Efecto del Níquel y del Cromo en la estructura austenítica (ASTM,1992)

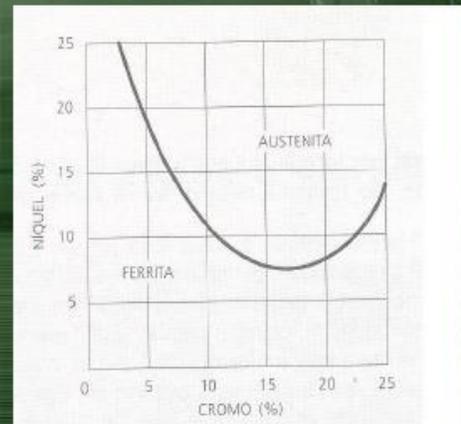
ESTRUCTURA

Ferrítica (con resistencia mecánica reducida)

De cementita (carburos de hierro duros y frágiles)

Perlítica (una matriz ferrítica con láminas de cementita)

Austenítica (dura y resistente)



"Biomecánica articular y Sustituciones protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia

Biometales utilizados, fabricación y características

ACERO INOXIDABLE

Las características microestructurales y propiedades mecánicas de un acero inoxidable no se deben sólo a su composición química, sino también al tratamiento térmico y mecánico aplicado



ACERO 316L
Trabajado en frío
(Acritud)

Propiedades mecánicas del acero inoxidable 316L (ASTM,1992)

CONDICIÓN	RESISTENCIA A TRACCIÓN (MPa)	TENSIÓN DE FLUENCIA (MPa)	ALARGAMIENTO O MÁXIMO (%)	DUREZA ROCKWELL
Recocido	485	172	40	95HRB
Trabajado en frío	860	690	12	-

"Biomecánica articular y Sustituciones protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia

Figura 4.21 bis. Ejemplos de biomateriales para fabricación de implantes.

Biometales utilizados, fabricación y características

ACERO INOXIDABLE

PROBLEMA → Corrosión en zonas anexas a tornillos

Para la fabricación de prótesis de acero inoxidable 316L,

Fabricación de pieza trabajado en frío

Soldadura por calentamiento uniforme

Eliminación de óxido en la superficie



Pasivado mediante Ácido Nítrico

Tratado de superficie por pulido espejo o acabado mate por arenado

Biometales utilizados, fabricación y características

ALEACIONES DE CROMO-COBALTO

CrCoMo → Técnica de Cera Perdida → Prótesis dentales y actualmente prótesis articulares

CrCoMoNi → Técnica de Forja → Vástagos de prótesis de rodilla y cadera

Características químicas de las aleaciones de CR-CO más comunes (Semlitsch,1980)

	Fundición CoCrMo(F75)	Forja CoCrWNI(F90)	Forja CoNiCrMo(F562) Tratado en frío
RESISTENCIA A TRACCIÓN (Mpa)	655	860	1793 min
LÍMITE DE FLUENCIA (0,2% offset) (MPa)	450	310	1585
ALARGAMIENTO(%)	8	10	8.0
REDUCCIÓN ÁREA (%)	8		35.0
RESISTENCIA A FATIGA (MPa)	310		

"Biomecánica articular y Sustituciones protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia

Figura 4.21 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

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.

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.

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 subperiosteos). 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.



Figura 4.22. Ejemplos de las aplicaciones Aplicación odontológica de una amalgama base mercurio.

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.

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.

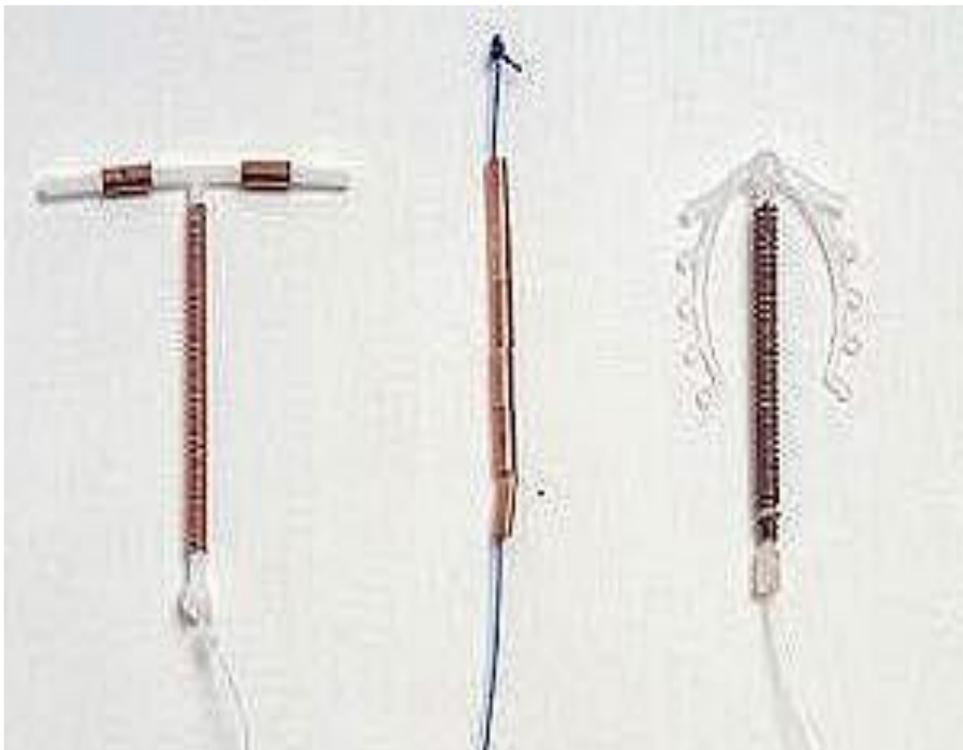


Figura 4.23. Distintos tipos de Dispositivos Intrauterinos (DIU) mostrando el arrollamiento de cobre

4.9. Aplicaciones

Los metales se usan ampliamente en muchas aplicaciones biomédicas. Ciertas aplicaciones son específicas para sustituir tejidos dañados o defectuosos a fin de restablecer una función, por ejemplo las aplicaciones ortopédicas en las que parte o la totalidad de un hueso o articulación es sustituida o reforzada con aleaciones de metal.

En las aplicaciones de odontología, los metales se usan como material de relleno para obturaciones, en tornillos de soporte para implantes dentales y como material de sustitución dental. Las aleaciones de metal, que sustituyen a los tejidos biológicos dañados, restablecen las funciones o están en contacto constante o intermitente con los fluidos corporales, se conocen colectivamente como biomateriales o como en este caso nos enfocamos en los médicos, se llaman biometales.

Claro está que los metales que se usan en instrumentos médicos, dentales y quirúrgicos así como los metales que se usan en prótesis externas, no se clasifican como biomateriales porque no están expuestos a los fluidos corporales de manera continua o intermitente. En esta sección analizan los biometales que se usan a menudo en aplicaciones estructurales importantes, como implantes y dispositivos de fijación para diversas articulaciones (como la cadera, rodilla, hombro tobillo o muñeca) y para los huesos del cuerpo.

Los biometales tienen características específicas que los hacen apropiados para ser aplicados al cuerpo humano. El ambiente interno del cuerpo es altamente corrosivo y puede degradar al material implantado (ortopédico o dental) lo cual daría lugar a la liberación de moléculas o iones dañinos.

Así pues la principal característica de un biometal es su biocompatibilidad, la cual se define como estabilidad química resistencia a la corrosión y no ser carcinogénico ni tóxico cuando se usan en el cuerpo humano. Una vez que la biocompatibilidad del metal ha sido establecida, la segunda característica importante es que sea capaz de soportar tensiones grandes y variables (cíclicas) en el ambiente altamente corrosivo del cuerpo humano.

La importancia de la capacidad del metal para soportar cargas puede ser apreciada si se considera que la persona promedio puede experimentar entre 1 y 2.5 millones de ciclos de tensión en su cadera cada año (a causa de sus actividades normales diarias). Esto se traduce en un total de 500 y 100 millones de ciclos de tensión en un periodo de 50 años. Por lo tanto un biomaterial debe ser fuerte y resistente a la fatiga y el desgaste en un ambiente altamente corrosivo.

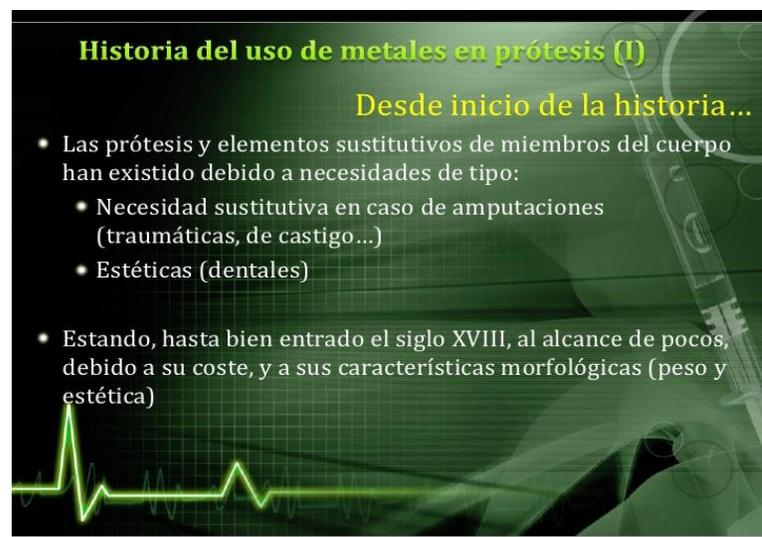
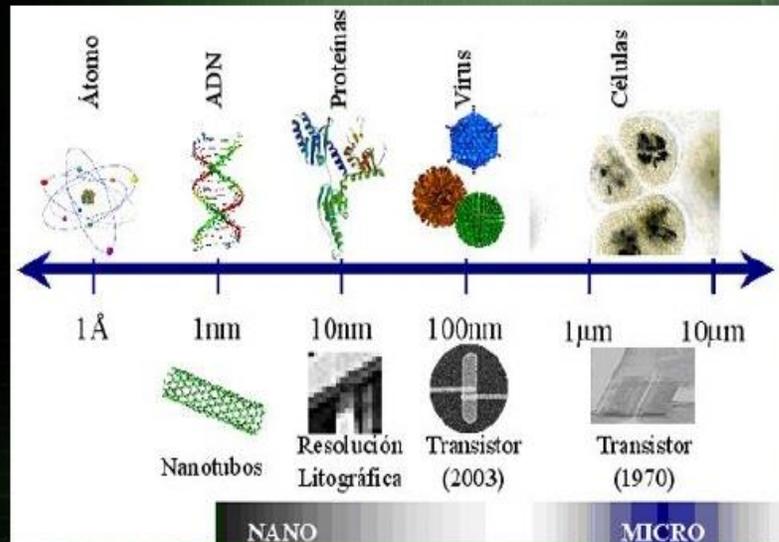


Figura 4.24. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nanomateriales Metálicos



Nanomateriales Metálicos

- Principales componentes son Compuestos con una alta conductividad y propiedades plásmicas, capacidad de resistencia y biocompatibilidad:
- *Fe*: Los primeros caracterizados en nanopartículas (usualmente recubiertas)
- *Au*: Dando lugar a nanogold®, con aplicaciones inmensas en biotecnología y sensores.
- *Ag*: Por su alta biocompatibilidad y resistencia a microbios y bacterias.
- *Pt, Ti*: Alto rango de absorción y antioxidantes
- Estructuras en forma de «puntos»

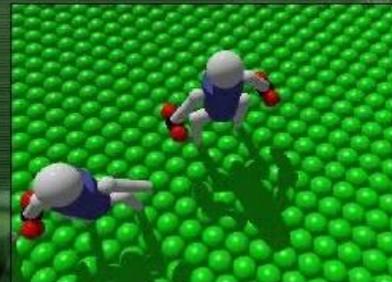


Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Implantes Cardiovasculares (I)

- Válvulas cardiacas
 - Jaulas, pivotes, anillo y ciertos discos metálicos.
 - Jaula-bola, lenticulares, de disco oscilante, bivalvas
 - Acero inoxidable, Cr-Co, titanio



Implantes Cardiovasculares (II)

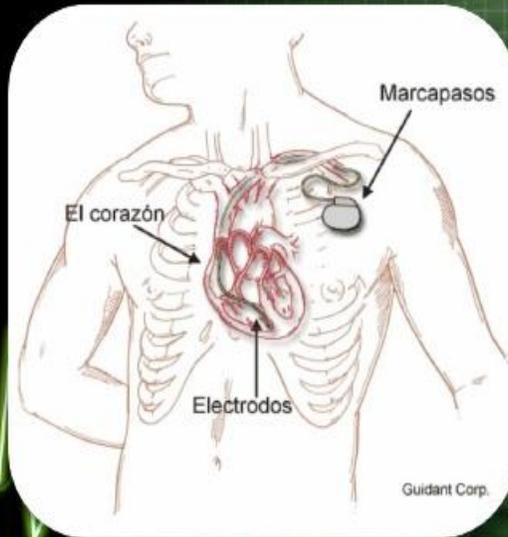
- Stents
 - Endovasculares, esofágicas, de próstata, de ureter, coronarias, biliares, EVAR (abdominal aortic aneurysm)...
 - Material
 - Acero inoxidable, Tantalio, Aleaciones de Cobalto, Platino, Nitinol
 - Revestimientos de diferentes materiales: (medicamentos en los liberadores de droga, polímeros u oro en los bioactivos, y membranas biológicas en stent grafts)
 - Estructura y diseño
 - Tubo fenestrado
 - Malla multicelular
 - Espirilados (coil)



Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Implantes Cardiovasculares (III)

- Marcapasos
 - Regulación del ritmo cardiaco
 - Generador de impulsos + batería + circuitos electrónicos + electrodos
 - Electrodo de titanio, plata, acero inoxidable, aleaciones de cobalto; baterías litio-yodo; carcasas de titanio



Otras aplicaciones

- Instrumentación quirúrgica
 - Tubos, catéteres, grapas...
- Dispositivos anticonceptivos
 - DIU de cobre
 - Corrosión en el útero
 - Impide la implantación del óvulo
- Odontología
 - Coronas, puentes, implantes, alambres dentales, pernos, tornillos...
 - Titanio, aceros inoxidables, aleaciones de plata, níquel cobalto, NiTi

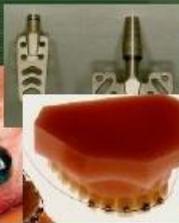
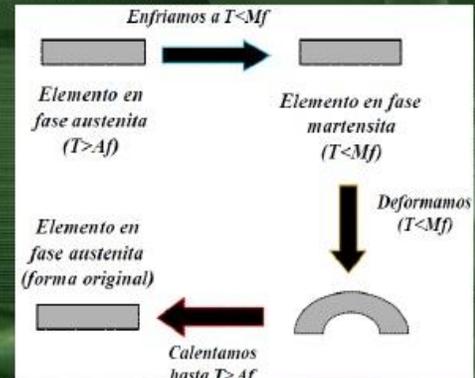
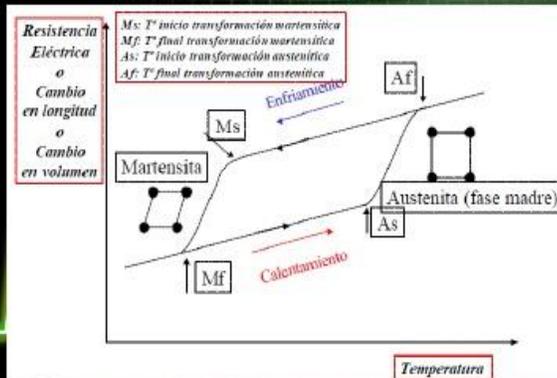


Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

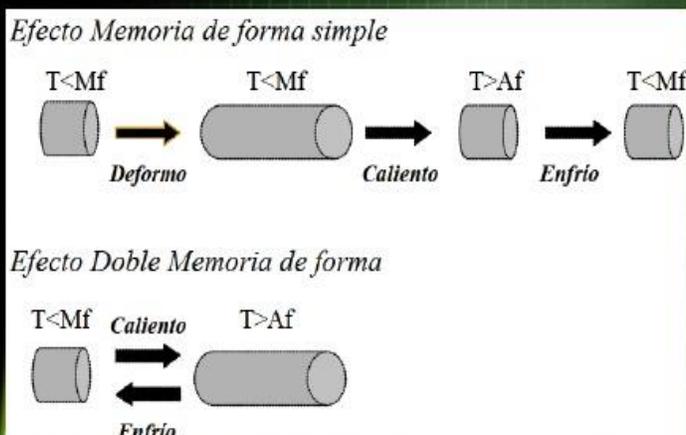
Nuevos biomateriales metálicos (I)

- Nitinol
 - Aleación de Ni-Ti (alrededor de 50-50%)
 - 2 fases:
 - Baja Temperatura → Martensita
 - Dureza, resistencia y módulo elástico inferiores
 - Alta Temperatura → Austenita
 - Memoria de forma
 - Transformación entre fases por cambios de temperatura



Nuevos biomateriales metálicos (II)

- Nitinol
 - Memoria de forma simple
 - Austenita se deforma y se enfría en esa posición → Forma a recordar
 - Martensita se deforma a temperaturas bajas
 - Aumento de temperatura → vuelta a la forma inicial austenítica



- Memoria de forma doble
 - Necesita adiestramiento (muchos ciclos de memoria simple)
 - Cambios de dislocaciones
 - Favorecer aparición de variantes martensíticas
 - Impedir otras

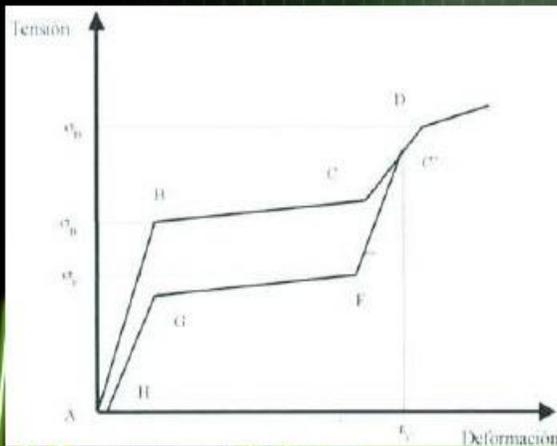
Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevos biomateriales metálicos (III)

- Nitinol

- Superelasticidad

- $M_d > T > A_r$
 - Transformación entre fases por aplicación de carga
 - Sin carga \rightarrow Austenita
 - Puede estabilizarse en fase Martensita al aplicar cierta tensión



- Carga:
 - AB=deformación elástica Austenita
 - BC=transformación en Martensita
 - CD=deformación elástica Martensita
 - D=límite elasticidad. Deformaciones plásticas hasta rotura
 - Descarga:
 - E'F=recuperación elástica Martensita
 - FG=transformación en Austenita
 - GH=recuperación elástica Austenita

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (IV)

- Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos

- Materiales porosos

- Cellular metals o metal foams
 - Ingeniería de tejidos
 - Mejora integración implante-tejido natural \rightarrow Regeneración ósea
 - Fabricación:

Características poros

- Número
- Tamaño
- Forma
- Conectividad

Características Mecánicas

- Módulo Young
- Elasticidad
- Tensión Rotura
- Densidad ...

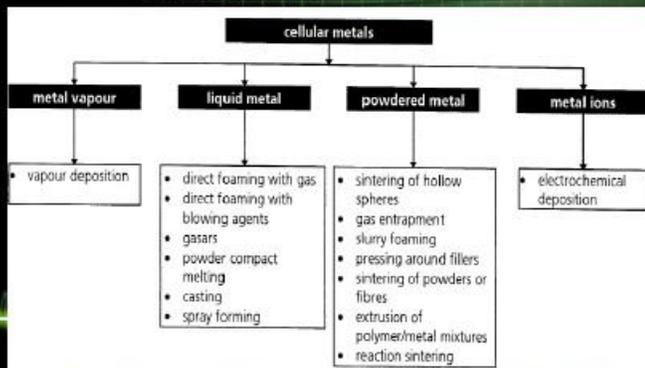


Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevos biomateriales metálicos (IV)

- Magnesio
 - Ventajas
 - Material biodegradable y reabsorbible
 - Existencia natural en tejido óseo y elemento esencial en metabolismo (4º catión más abundante: 0.7-1.05 mmol/L)
 - Iones solubles en medio fisiológico, no tóxicos y exceso excretado por la orina
 - Desventajas
 - Cinética de biodegradación rápida
 - Altos niveles pueden provocar parálisis, hipotensión, problemas cardiacos y respiratorios.



Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (I)

- Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos
- Magnesio
 - Propiedades mecánicas más cercanas al hueso:
 - Baja densidad
 - Módulo elástico
 - Resistencia a compresión

Table 1
Summary of the physical and mechanical properties of various implant materials in comparison to natural bone

Properties	Natural bone	Magnesium	Ti alloy	Co-Cr alloy	Stainless steel
Density (g/cm ³)	1.8-2.1	1.74-2.0	4.4-4.5	8.3-9.2	7.9-8.1
Elastic modulus (Gpa)	3-20	41-45	110-117	230	189-205
Compressive yield strength (Mpa)	130-180	65-100	758-1117	450-1000	170-310
Fracture toughness (MPam ^{1/2})	3-6	15-40	55-115	N/A	50-200

- Es necesario Magnesio para la incorporación de Ca al hueso
- Puede estimular el crecimiento de nuevo tejido óseo

Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (II)

- Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos

- Magnesio

- Problemas

- Alta corrosión en fluidos corporales (10,5-210 mm/año en solución NaCl 3%) → pérdida integridad mecánica

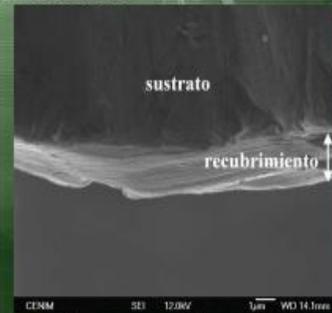
- Mejorar resistencia a corrosión

- Modificación superficial → recubrimientos

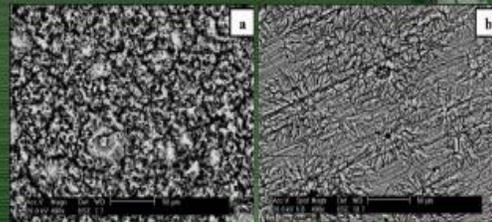
- Conversión química
- Anodizado
- Electrodeposición de hidroxiapatita...

- Aleaciones de Magnesio

- Al, Mn, Cd, Ag, tierras raras...



Sección transversal de magnesio puro con recubrimiento de fluoruro de magnesio.



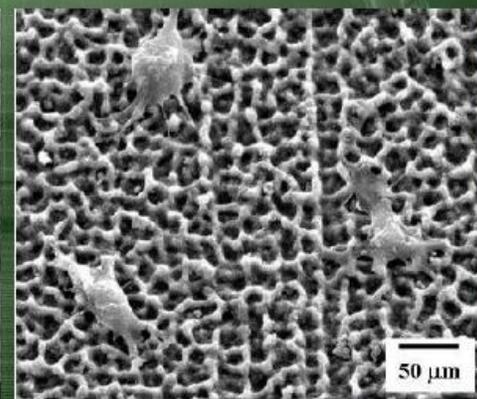
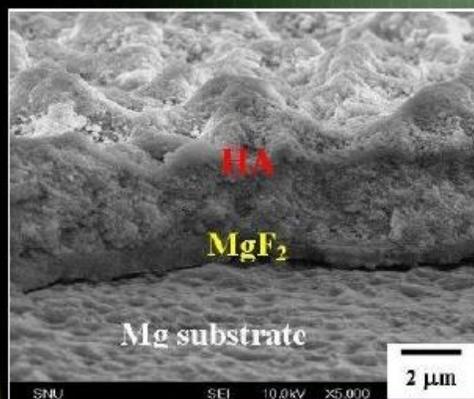
Recubrimientos de conversión química aplicados sobre magnesio puro: a) capa de carbonato y b) capa de fluoruro.

Imágenes: M. Carboneras et al. "Tratamientos químicos de conversión para la protección de magnesio biodegradable en aplicaciones temporales de reparación ósea"

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (III)

- Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos

- Magnesio



Recubrimientos de conversión química aplicados sobre Recubrimiento de MgF₂ e hidroxiapatita en Magnesio (izda) y osteoblastos adheridos a la superficie del material

Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (IV)

• Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos

• Materiales porosos

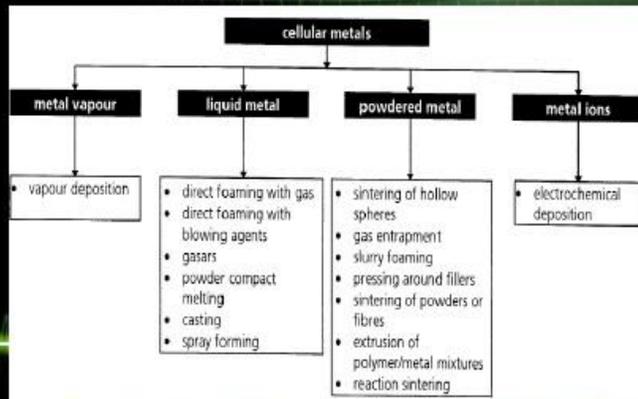
- Cellular metals o metal foams
- Ingeniería de tejidos
- Mejora integración implante-tejido natural → Regeneración ósea
- Fabricación:

Características poros

- Número
- Tamaño
- Forma
- Conectividad

Características Mecánicas

- Módulo Young
- Elasticidad
- Tensión Rotura
- Densidad ...



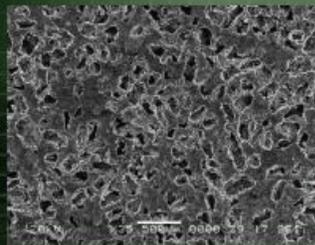
Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (V)

• Aplicaciones ortopédicas – Implantes óseos

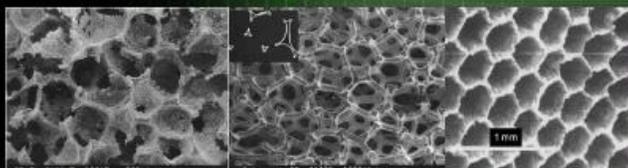
• Materiales porosos

• Magnesio

SEM micrograph of a magnesium material with porous microstructure produced using space-holding particles. Wen et al. "Compressibility of porous magnesium foam: dependency on porosity and pore size"



• Otros (titanio, níquel, hierro, aluminio...)



Imágenes de titanio, níquel y hierro porosos. John Banhart, *Manufacture, characterization and application of cellular metals and metal foams*

• Tantalio

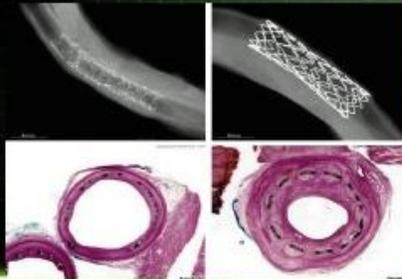
• Zimmer Trabecular Metal™ Technology



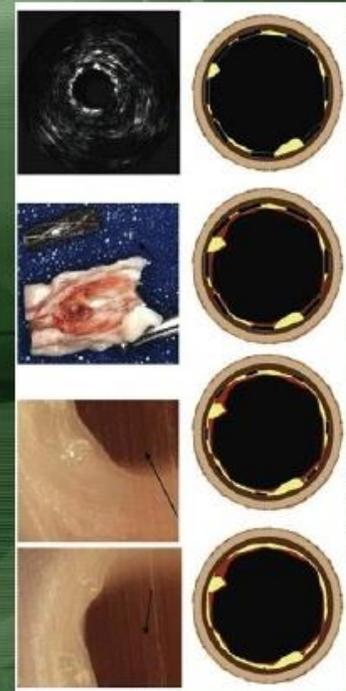
Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (VI)

- Aplicaciones vasculares
 - Stents biodegradables
 - Hierro, magnesio
 - Realizan su función y se degradan
 - Evitan reestenosis, trombosis, disfunción endotelial prolongada, heterogeneidad de propiedades mecánicas en distintos puntos de los vasos, peligro de ruptura...
 - Disminuyen la inflamación



Stents de Magnesio VS Acero inoxidable después tras 30 días desde la implantación en coronarias porcinas. Ron Waksman, *Biodegradable Stents: They Do Their Job and Disappear: Why Bioabsorbable Stents?*



Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (VII)

- Aplicaciones vasculares
 - Stents autoexpandibles \rightarrow NiTi
 - Stents basados en la Superelasticidad del Nitinol
 - Superelasticidad: $M_d > T > A_r$
 - Ausencia fuerzas exteriores: máximo diámetro \rightarrow Austenita
 - Tensiones superiores a $\sigma_B \rightarrow$ Martensita inducida por tensión
 - Introducción stent comprimido
 - Colocación \rightarrow expansión

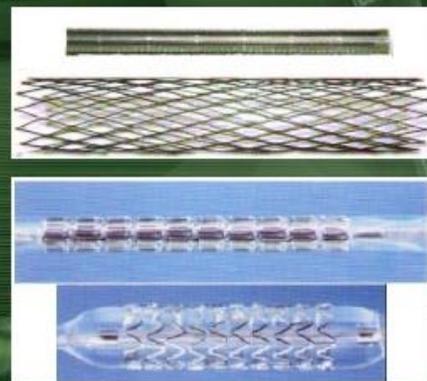
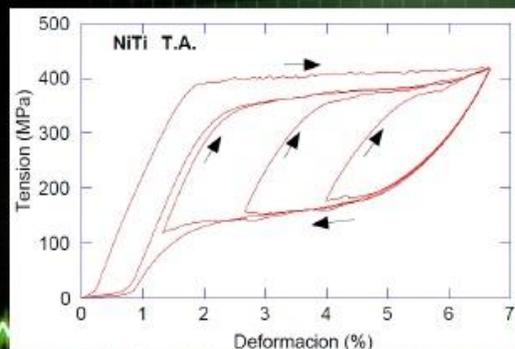


Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicas.

Nuevas aplicaciones en biomateriales metálicos (X)

- Aplicaciones dentales
 - Alambres dentales de Nitinol
 - Mediante tratamiento calórico diferencial, puede adecuar la fuerza que ha de generar el alambre en cada segmento de la arcada



Conclusiones

- Los biomateriales metálicos han sido, históricamente, los más utilizados en biomedicina, en especial en elementos estructurales como prótesis, por su alta resistencia a rotura.
- Sus propiedades mecánicas se pueden variar a través de su composición química y sus procesos de fabricación, lo que los hace muy interesantes para muchas aplicaciones.
- Aunque la investigación científica está más centrada en la obtención de nuevos biomateriales no metálicos, su utilización sigue siendo primordial en muchos campos.
- La investigación actual en biometales se centra en:
 - Diseño de recubrimientos, modificaciones superficiales, aleaciones, etc. con características mejores para la biomedicina
 - Utilización de materiales metálicos en nuevos campos como la nanomedicina
 - Desarrollo de materiales bioactivos

Figura 4.24 bis. Aplicaciones y ejemplos de los biomateriales metálicos.