

Editorial



Implantes ortopédicos

Introducción

La finalidad primordial de este trabajo es la exposición y análisis de los metales en implantes ortopédicos. Teniendo especial cuidado en aludir a los tipos de metales, sus tratamientos, propiedades químicas y mecánicas como así también sus fallas características.

Biomateriales

Material biomédico: cualquier sustancia o combinación de sustancias, de origen natural o sintético, que pueden ser usados por algún período, como todo o como parte de un sistema que trata, aumenta, o reemplaza algún tejido, órgano o función del cuerpo.

Clasificación: según la naturaleza química de los biomateriales, se describe la siguiente clasificación:

1. Polímeros
2. Cerámicas
3. Materiales derivados de procesos biológicos
4. Metales
5. Compuestos (combinación de polímeros, cerámicos y metales)

El tipo de implantes al que referiremos son los metales los cuales abarcan aproximadamente el 30 % de las aplicaciones de los biomateriales, y son principalmente utilizados en ortopedia.

Medios en los que se encuentran los implantes

Medio bioquímico: las condiciones en las que tienen que actuar los implantes quirúrgicos dentro del cuerpo humano, son muy severas, ya que se trata de un medio con predisposición a producir corrosión en los metales de estos dispositivos.

La norma ASTM (G 15) define la corrosión como el deterioro de un material y de sus propiedades, provocado por reacción química o electroquímica entre dicho material y su entorno. En condiciones normales, los fluidos extracelulares del cuerpo humano, que constituyen el medio agresivo, se pueden considerar como una disolución acuosa de oxígeno y diversas sales tales

como NaCl, MgCl₂, KCl, , etc. Se trata, por tanto, de un medio electrolítico que contiene iones y conduce electrones, lo que facilita la producción de fenómenos electroquímicos de corrosión.

Se destacan los muy altos valores que corresponden al titanio y sus aleaciones, debido a su capacidad de pasivarse mediante la formación de capas protectoras de óxido en su superficie. Por el contrario, la resistencia a la corrosión en este medio, es mucho menor para el acero inoxidable AISI 316L.

El pH normal de los líquidos corporales es casi neutro y está comprendido entre pH 7.2 a 7.4. Este valor baja a pH 5.2 (ácido) en los lugares donde se produce una herida; y en hematomas puede llegar a pH 4. En cambio en casos de infección el pH sube a valores alcalinos. En los lugares donde se produce corrosión, el medio se vuelve ácido por medio de los productos corrosivos, favoreciendo aún más dicho proceso. Los aceros de cromo, los aceros inoxidables de baja calidad no son suficientemente resistentes a la corrosión.

Medio dinámico: la perfecta reducción del hueso permite que todo el implante sea soportado por él, restituyendo de nuevo el equilibrio de fuerzas. En este caso solo existen sobre los implantes cargas relativamente pequeñas y no críticas, y las complicaciones relacionadas con los implantes son mínimas. Sin embargo, si el hueso tiene fragmentos faltantes las fuerzas de carga no están completamente balanceadas ni distribuidas parejamente. El resultado es la concentración de tensiones de flexión y torsión sobre las zonas del implante donde falta el soporte óseo. El implante soporta cargas cíclicas en estas partes y puede surgir el riesgo de una falla por fatiga. La formación y el desarrollo de grietas de fatiga en el implante no requiere que esté cargado en el rango de deformación plástica.

Las tensiones locales ocurren bajo carga en el rango de deformación elástica y son suficientes para iniciar las grietas de fatiga en la superficie del implante. El desarrollo del daño por fatiga depende del número de ciclos de carga y la intensidad de la carga. Esto significa que la fatiga depende del ancho de los espacios en el hueso, de la longitud de los brazos de palanca, y la intensidad y duración de la carga, si la condición de fatiga crítica se desarrolla.

Un implante no sufrirá una fractura por fatiga mientras el proceso de curación del hueso progrese normalmente, pues la carga disminuye a medida que el hueso soporta más carga.

Requisitos para los implantes

- 1- Biocompatibilidad.
- 2- Resistencia a la corrosión en el medio biológico.
- 3- Propiedades mecánicas y físicas compatibles con su función específica en el cuerpo humano.
- 4- Resistentes a la fatiga para las aplicaciones de cargas cíclicas.
- 5- Ósteo-integración.

Resistencia a la fatiga: los ensayos de fatiga en los materiales miden su resistencia a la falla cuando se aplica repetidamente un esfuerzo inferior a su límite de fluencia. En estas condiciones se define la resistencia a la fatiga como el esfuerzo requerido para provocar la ruptura por fatiga en 500 millones de ciclos. Es por ello que el conocimiento de su valor resulta fundamental para los biomateriales, y así poder estimar su comportamiento a largo plazo.

Tipos de metales utilizados

Los metales puros no tienen las resistencias, elasticidad, ductilidad y purezas que requieren los distintos tipos de implantes actualmente utilizados en traumatología y ortopedia. Por esa razón se recurre a la adición de uno o más metales al elemento base para modificar su estructura cristalina y por lo tanto sus propiedades físicas.

Cada estructura cristalina se denomina fase; las aleaciones que tienen más de una fase se llaman alotrópicas o polimorfos. El número de fases de una aleación depende del número y cantidad de elementos de que consta, así como el tratamiento en que ha sido sometido.

Las tres mayores familias de aleaciones empleadas son:

- Aleaciones de Cobalto-Cromo-Molibdeno (Co-Cr-Mo)
- Titanio-Aluminio-Vanadio (Ti-Al-V) y Ti casi puro
- Aceros inoxidables tipo AISI 316 (L) (en base a Fe-Ni-Mo)

Aceros inoxidables: la forma más común de aceros empleados en las aplicaciones ortopédicas es la 316L, grado 2, así designada por la American Society for Testing and Materials (ASTM) bajo la especificación ASTM F138. La identificación numérica "316" ubica a la aleación entre los aceros inoxidables austeníticos; la "L" se refiere a la baja concentración de carbono (típicamente menor al 0.03 % en peso). Como todo acero, el acero inoxidable 316L es una aleación de hierro en carbono. Los otros constituyentes son mayoritarios se incluyen el cromo, níquel y molibdeno, con pequeñas cantidades de manganeso, fósforo, azufre y silicio. Los elementos de la aleación afectan a la micro estructura y, por lo tanto, a las propiedades mecánicas y a la resistencia a la corrosión.

Tipo	Condición	Tensión de rotura (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
316	Recocido	515	205	40
	Terminado en frío	620	310	35
	Trabajado en frío	860	690	12
316L	Recocido	505	195	40
	Terminado en frío	605	295	34
	Trabajado en frío	860	690	12

Tabla 1. | Propiedades del Acero.

El cromo en la micro estructura forma óxidos (Cr₂O₃) muy adherentes a la superficie metálica, cuando es expuesta al medio ambiente. Esto permite mejorar la resistencia a la corrosión, limita el ritmo de corrosión electroquímica de mil a un millón de veces respecto al metal sin la protección del óxido. La mayor parte de las aleaciones metálicas reaccionan fuertemente con el oxígeno, de modo que la capa de óxido se forma naturalmente cuando el metal base es expuesto a la atmósfera. Los métodos estandarizados (como el baño de ácido nítrico) son usados para mejorar la capa y asegurar la resistencia a la corrosión apropiada.

La concentración de carbono debe mantenerse baja en el acero inoxidable 316L para mantener la resistencia a la corrosión. Las concentraciones altas de carbono induce a su combinación con el cromo para formar carburos frágiles segregados en los bordes de grano, debilitando significativamente al material y promoviendo la fractura por corrosión. Esta condición, denominada sensitización, es responsable directa de las fallas mecánicas de las prótesis ortopédicas fabricadas con altos contenidos de carbono.

Las especificaciones ASTM exigen que el proceso de manufactura del acero inoxidable 316L conduzca a micro estructuras austeníticas, libres de carburos o inclusiones que comprometan la resistencia a la corrosión. El tamaño de grano recomendado es pequeño (100 micrones aproximadamente) para asegurar la tenacidad adecuada para las aplicaciones ortopédicas. El tamaño de grano puede controlarse durante el proceso de solidificación, los tratamientos térmicos posteriores y el trabajado en frío del material. El acero inoxidable es trabajado en frío en un 30 % de las aplicaciones ortopédicas.

Una desventaja potencial del acero inoxidable de las aplicaciones en prótesis es su susceptibilidad a la corrosión por tensión o en rendija. En cada proceso de corrosión hay dos reacciones, una reacción anódica en la cual el metal es oxidado a su forma iónica y una reacción catódica en la cual los electrones son consumidos, (en una solución acuosa con oxígeno disuelto).

Este proceso reduce el pH, causando la oxidación metálica.

El agrietamiento por corrosión bajo tensión resulta por la combinación de las tensiones aplicadas y la corrosión ambiental, que conducen a la falla mecánica del material, aun cuando el medio o la carga, por sí mismas, puedan ser insuficientes para conducir a la falla. El agrietamiento por corrosión bajo tensión ocurre a bajas tensiones, situación frecuente en implantes con tensiones residuales: el inicio del agrietamiento es acelerado por el proceso de corrosión, y las grietas siguen creciendo bajo las tensiones aplicadas.

La preocupación sobre la corrosión y los subsecuentes efectos sobre la biocompatibilidad a largos plazos ha motivado el empleo del acero inoxidable en sistemas de fijación de fracturas. Estas aplicaciones frecuentemente requieren la remoción del dispositivo al momento que ocurra la cura del hueso. Las prótesis permanentes han sido fabricados de acero inoxidable, demostrando que puede ser usado en aplicaciones de alta exigencia.

Aleaciones Cr-Co: las aleaciones de cobalto-cromo incluyen composiciones inicialmente destinadas a la manufactura por colada (ASTM F75) y por forjado (ASTM F799) y por trabajado en frío (ASTM F790 y F562). Todas estas aleaciones son primariamente de cobalto con cantidades significativas de cromo para mejorar la resistencia a la corrosión (como ocurre con el acero inoxidable). El cromo forma una capa fuertemente adherente de óxido que provee de la pantalla anti-corrosiva contra el medio. Las aleaciones F75 y F90 contienen aproximadamente 60 % de cobalto y 28 % de cromo. Las aleaciones F799 y F562 tienen menos cobalto y cromo, y en su lugar tienen grandes cantidades de otros elementos de la aleación (aprox. 15 % de tungsteno en la F799 y 35 % de níquel en la F562).

Las propiedades mecánicas de las aleaciones son el resultado del proceso de manufactura que conducen a distintas microestructuras. Por ejemplo la aleación F75 ha sido frecuentemente usada para la colada de precisión (método de la cera perdida). Los moldes de cera con la forma y las dimensiones finales del dispositivo ortopédico son revestidas con cerámica.

Ésta es fogueada en un horno (la cera se pierde a medida que se funde dentro del molde cerámico). La aleación F75 fundida se cuela o presuriza en el molde permitiendo su solidificación. El molde cerámico se rompe descubriendo la parte metálica, la que luego puede ser terminada en el dispositivo final.

El control de calidad puede tener problemas durante el proceso de colada. Si la solidificación es muy lenta los granos tienen mucho tiempo para crecer, por lo tanto disminuir la resistencia mecánica del material. En cambio si la dosificación es muy rápida, el aire en el interior del molde y los gases desprendidos durante el proceso de solidificación pueden quedar atrapados en la micro estructura, causando la concentración de tensiones indeseables que pueden causar la falla prematura. Finalmente, si las condiciones de enfriamiento no son ideales, los carburos que se forman en la micro estructura son

Condición	Tensión de ruptura (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
Colado (F76)	655	450	8
Solubilizado por forjado. Recocido (F562)	795 - 1000	240 - 655	50
Trabajado en frío	1790	1585	8
Recocido completamente	600	276	50

Tabla 2. | Propiedades de las aleaciones de Co-Cr-Mo.

tan grandes, que causan el debilitamiento del material, reduciendo su ductilidad y su resistencia a la corrosión.

Para sobrepasar estos problemas, la aleación puede ser fabricada con técnicas pulvimetalúrgicas. El polvo fino de la aleación es compactada y sinterizada formando una pieza tenaz de forma neta. Luego la pieza es forjada bajo presión y calentada en la forma final. La micro estructura resultante tiene un tamaño de grano más pequeña y una distribución más uniforme que la aleación colada, por lo tanto con mejores propiedades mecánicas.

La aleación F75 es usada para la fabricación de revestimientos porosos para la fijación biológica de prótesis ortopédicas. Las propiedades resultantes de los dispositivos con revestimiento poroso dependerá de la micro estructura del sustrato metálico y de las partículas empleadas como también del proceso de sinterizado térmico usado para conectarlas. El sinterizado involucra temperaturas muy altas (próximas al punto de fusión de la aleación).

La aleación F799 para forja posee propiedades mecánicas que son superiores a la aleación colada. El forjado en caliente reduce efectivamente el tamaño de grano, cierra los poros a través de una combinación de presión y calor, y rompe los carburos en una distribución uniforme.

La operación de forjado termomecánico también induce a la mejora de la micro estructura y las propiedades mecánicas. Las aleaciones F90 y F562 mejoran sus propiedades mecánicas en más de un 40% por medio del trabajado en frío. La adición de tungsteno en la F90 mejora su maquinabilidad y su fabricación por trabajado en frío.

La facilidad de fabricación y el amplio rango de las propiedades disponibles para las aleaciones de cobalto las hacen ideales para un amplio rango de aplicaciones ortopédicas, incluyendo todos los componentes metálicos de todos los reemplazos articulares como los dispositivos de fijación de fracturas. El contenido de cromo de estas aleaciones provee

de una excelente resistencia a la corrosión (superior a la del acero inoxidable). El uso clínico prolongado ha probado que estas aleaciones son excepcionales por su biocompatibilidad.

Son utilizadas dos tipos de composiciones: Aleaciones Co-Cr-Mo: utilizadas frecuentemente en piezas coladas. Material usado desde hace muchos años en restauraciones dentales. Aleaciones empleadas en articulaciones artificiales. Tienen buena resistencia a la corrosión.

Aleaciones Co-Ni-Cr-Mo: utilizadas normalmente como piezas forjadas. Empleados especialmente en vástagos de implantes altamente cargados tales como caderas y rodillas. Resistencia elevada a la corrosión en medio salino y carga. El trabajado en frío puede incrementar la tenacidad en más de un 100 %, pero no resulta práctico para el uso en estructuras grandes como implantes de cadera. Pobre resistencia al desgaste con el mismo metal y otros materiales. Resistencia a la fatiga y tenacidad mayores al Co Cr Mo. Aleación buena para componente de vida útil prolongada. El cobalto y cromo son los elementos mayoritarios, formando una solución sólida con hasta un 65 % (en peso) de Co. El molibdeno promueve la formación de granos pequeños.

Procesado de aleaciones de Cobalto-Cromo Co-Cr-Mo

Coladas en moldes, principalmente hechos a partir de modelos de cera. La temperatura del molde durante la colada (800 - 1000°C) determina el tamaño de grano del material solidificado. Los granos grandes debilitan a la aleación a altas temperaturas. En cambio, los carburos precipitados permiten que sea menos frágiles.

Co-Ni-Cr-Mo Estas aleaciones son forjadas en caliente para modelarlas por deformación plástica sin producirles grietas. Los materiales calentados requieren menos energía para su deformación. La aleación en caliente es modelada por compresión empleando moldes.

Aleaciones de Ti: el titanio y sus aleaciones son de interés particular para las aplicaciones biomédicas debido a su excepcional biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Su resistencia a la corrosión, provista por una capa pasiva adherente de óxido de titanio (TiO2), que excede significativamente las del acero inoxidable y de las aleaciones de cobalto. La corrosión uniforme en soluciones salinas es extremadamente limitada y la resistencia a la corrosión al picado, la intergranular y la de rendija son excelentes.

Además, las superficies de óxido de titanio y sus aleaciones, son bien toleradas en contacto con el hueso, volviéndose óseo integradas con poca evidencia de la formación de una capa fibrosa entre el hueso y el implante.

El titanio-CP(ASTM F67) es usado muy extensivamente en implantes dentales, pero es usado primariamente en cirugía ortopédica para formar revestimientos porosos que son sinterizados sobre los componentes de aleaciones de titanio para los reemplazos articulares. Las propiedades del titanio-CP dependen del contenido de oxígeno. A bajas concentraciones el incremento del contenido de oxígeno mejora las propiedades mecánicas.

La forma más común de titanio utilizado en aplicaciones ortopédicas es la aleación de titanio-aluminio-vanadio (ASTM F136). Los elementos primarios de la aleación son el aluminio y el vanadio que están limitados a 5,5-6,5 % en peso y 3,5-4,5 % en peso, respectivamente, de modo que la aleación es frecuentemente llamada Ti-6Al-4V o simplemente Ti-6-4.

La aleación es usada en implantes ortopédicos en su forma intersticial extra baja, en la cual la concentración de oxígeno es mantenida muy baja para evitar su fragilización y maximizar su resistencia y ductilidad.

La aleación puede ser mecánicamente trabajada para alterar sus propiedades. Típicamente, la micro estructura es una fase alfa de grano fino con la fase beta presente como partículas aisladas que precipitan en los bordes de grano.

Esta micro estructura posee excelente resistencia a la fatiga comparadas con las otras formas de las aleaciones de titanio. Las propiedades mecánicas de Ti-6Al-4V son más adecuadas para la mayor parte de las aplicaciones ortopédicas. El módulo elástico de la aleación es aproximadamente la mitad de la de los aceros inoxidables y de las aleaciones de cobalto, haciendo de esta aleación un candidato ideal para reducir la rigidez estructural de un dispositivo sin cambiar su forma.

Esta consideración mecánica ha conducido al uso de la aleación de titanio en dispositivos de fijación de fracturas y fijación espinal, incluyendo placas, uñas y tornillos. La misma consideración ha llevado el uso de la aleación de titanio en mallas para los reemplazos articulares totales.

Una desventaja de la aleación de titanio es su sensibilidad a las muescas. Una concentración de tensión producida por ralladura o por el uso de pinzas reduce la vida útil del componente causada por fatiga.

Aleación	Tensión de ruptura (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
Ti - Grado 1-4	240 - 550	170 - 485	24 - 15
Ti - 6Al - 4V	860	795	10

Tabla 3. | Propiedades de las aleaciones de Ti.

Otra desventaja del titanio es su baja dureza en comparación con las aleaciones de cobalto. La dureza involucra un término ambiguo, referido a un número de propiedades mecánicas pero frecuentemente asociado a la resistencia elástica y a las deformaciones plásticas.

La aleación de titanio es aproximadamente 15 % más blanda que la aleación de cobalto. La reducida dureza del titanio debe considerarse en las aplicaciones articulares debido a su resistencia al desgaste.

Las observaciones clínicas han demostrado un significativo rayado y desgaste de las cabezas femorales de cadera total hechas con aleación de titanio. Las mediciones de los niveles de titanio y aluminio de los tejidos y fluidos tomados de articulaciones de cadera, han confirmado el desprendimiento de cantidades significativas de estos elementos desde las cabezas femorales. Estas observaciones sugieren que las aleaciones de titanio que no han sido sujetas a procesos superficiales adicionales, (implantación iónica) no deberían ser usadas en superficies articulares.

A pesar de la gran evidencia clínica de la excelente biocompatibilidad de las aleaciones de titanio, existe preocupación por la liberación de elementos citotóxicos como el vanadio, que puede causar problemas locales y sistémicos. Esto ha motivado la introducción de otras aleaciones de titanio en las cuales el titanio ha sido reemplazado por otros elementos como el niobio.

Las aleaciones de beta titanio han sido destinadas para aplicaciones ortopédicas. Estas aleaciones tienen concentraciones de molibdeno mayores que el 10 % para permitir estabilizar la fase beta a temperatura ambiente.

Las aleaciones beta pueden ser procesadas para alcanzar módulos elásticos más bajos (cerca del 20 %) y con resistencia a la corrosión por rendija mejor que Ti-6Al-4V.

Junto con su excelente formabilidad, las aleaciones beta son candidatos para un amplio rango de aplicaciones ortopédicas.

Procesado de aleaciones de titanio

Estas aleaciones son muy reactivas con el oxígeno a altas temperaturas. Las altas temperaturas de procesado hacen indispensable el empleo de atmósferas inertes o de vacío. El trabajado en caliente o el forjado debe ser conducido a temperaturas menores a 925°C. Los problemas del mecanizado aparecen debido a la reactividad del titanio con los otros metales empleados como herramientas o moldes. Esas dificultades se pueden minimizar utilizando herramientas filosas a velocidades de corte bajas.

El mecanizado electroquímico es otra forma para evitar problemas.

Nuevas Aleaciones

Superalación MA 956: El más esperanzador para el empleo convencional en aplicaciones como prótesis de cadera y rodilla e implantes dentales.

La MA 956 es una superaleación ferrítica, procesada vía pulvimetalurgia por aleado mecánico (MA) y mediante tratamientos termomecánicos. Su composición química es Fe-20 %Cr-4,5 %Al-0,5 %Ti-0,5 %Y2O3 (en masa). Como se ve, lleva incorporado un dispersoide, la ytria, que le proporciona una fase termodinámicamente estable cuando es sometida a altas temperaturas (superiores a 1050°C) y facilita la formación de una capa superficial, de unos 5 µm, de alúmina, fina, densa y muy bien adherida. Esta capa proporciona un excelente comportamiento frente a la oxidación.

Aleaciones con memoria de forma

El efecto memoria de forma está íntimamente relacionado con la pseudo elasticidad y ambos se basan en la transformación termo elástica martensítica (austenita martensita) que puede obtenerse por enfriamiento o inducirse por esfuerzos.

En dicha transformación el material modifica su estructura cristalina a un sistema hexagonal compacto propio de la martensita, transformación que se produce sin difusión. Pues bien, la pseudo elasticidad se da si, una vez inducida una transformación martensítica mediante un esfuerzo, al cesar éste, la martensita producida resulta ser inestable en el rango de temperaturas en que se opera. La deformación producida durante la aplicación del esfuerzo se recupera al cesar, ya que la martensita vuelve a la fase inicial.

Dentro de las diferentes posibilidades estudiadas, la aleación Ni-Ti, combina las características del efecto memoria de forma y la pseudo elasticidad con una excelente resistencia a la corrosión y al desgaste, además de buena compatibilidad, lo que hace de ella un biomaterial muy apropiado, particularmente en cirugía ortopédica y odontología.

Así, algunas posibles aplicaciones de estas aleaciones incluirían arcos de ortodoncia, clips de aneurismas intracraneales, filtros de vena cava, músculos de contracción artificial, etc. En Francia y Alemania ya se han realizado con ellas algunos implantes ortopédicos como las grapas. En EE.UU. y Canadá las investigaciones se orientan hacia implantes cardiovasculares y hacia su utilización en microcirugía y cirugía no invasiva. Por último, Rusia y China las han utilizado en prótesis coronarias y en implantes de corrección de columnas vertebrales, sin que hasta la fecha se hayan producido problemas acusados.

Tipos de fallas

Macro fallas: en general, un implante se considera que ha fallado si debe ser extraído prematuramente y, se asumen dos tipos de fallas: la primera incluye deformaciones permanen-

tes, fracturas por sobrecarga, fracturas por fatiga, corrosión, desgaste, etc., y la segunda por infección, inflamación y otras reacciones del cuerpo ante la presencia del implante. Las cargas estáticas y cíclicas, que en general se presentan en forma combinada, generan en el dispositivo un sistema de tensiones sumamente complejo a lo que debe sumar que él debe permanecer en un medio químico hostil.

La "fatiga" que deben soportar determinados dispositivos sometidos a un gran número de ciclos de carga, es muy grande, por lo que, los implantes deben estar diseñados apropiadamente y fabricados con metodologías y materiales que garanticen comportamiento y durabilidad ilimitada. La corrosión es otro de los factores altamente peligroso. Los aceros inoxidables y otras aleaciones son susceptibles a esta forma de corrosión.

Micro fallas: los implantes pueden estar sujetos a ataques superficiales por corrosión o desgaste. Estos ataques pueden ser relativamente suaves. Estos ocurren microscópicamente, no interfiriendo con el funcionamiento del implante o la cura del hueso, y no requieren de reoperación. Sin embargo, el intenso desgaste de los componentes del implante puede ocasionalmente hacer necesaria la intervención para su reemplazo.

Por otra parte, la corrosión de implantes involucrando su disolución, requiere de reoperación. Estos casos ocurren frecuentemente con implante fabricados con materiales que no siguen las normas para implantes ortopédicos.

■ Desgaste de metales y aleaciones

Esta propiedad resulta especialmente significativa cuando el material se va a emplear en prótesis de unión. El desgaste se produce al entrar en contacto dos cuerpos por medio de una carga que hace que uno se desplace respecto a otro. Se requiere una fuerza paralela a la superficie de contacto que mantenga la velocidad constante, superando así la fuerza de fricción. En las articulaciones artificiales de cadera o de rodilla intervienen conjuntamente componentes metálicos que se deslizan bajo carga, con componentes poliméricos. Así, además del posible desgaste del material metálico hay que considerar el desgaste del polietileno.

La aleación Ti-6Al-4V ampliamente utilizada para la fabricación de prótesis osteo articulares, presenta como principales ventajas, baja densidad, buenas propiedades mecánicas, gran biocompatibilidad y elevada resistencia a la corrosión y a la fatiga. Sin embargo, al igual que las restantes aleaciones de titanio, tiene una limitada resistencia al desgaste, debido a su baja dureza. Para salvar este inconveniente se ha descubierto que mediante nitruración superficial en horno eléctrico (4 horas a 1.100° C), en atmósfera de nitrógeno, se obtienen capas de TiN, compactas, homogéneas y con una dureza 3 veces superior a la del material de partida.

Además la adherencia de estas capas al substrato es total, sin que aparezcan grietas en el recubrimiento.

■ Diseño de implantes

Todas las restricciones fisiológicas hacen que el diseño del implante ideal no sea posible; optándose con un diseño que comprometa algunos de los factores. Por otra parte, la compatibilidad biológica, la duración del implante es uno de los requisitos básicos. El implante no puede diseñarse con márgenes de seguridad altos para todas las condiciones de carga pues el volumen y la rigidez excederían los límites biológicos. Un implante diseñado para una resistencia mecánica y a la fatiga altas podría ser demasiado rígido y podría apantallar el hueso de las tensiones de carga fisiológica. Esto conduciría a la rarefacción de la estructura ósea.

Si la elasticidad de las placas y tornillos no está en relación adecuada uno a otro o al hueso, los tornillos pueden expulsarse fuera del hueso o pueden romperse.

Si por el contrario, la placa es muy flexible la unión ósea puede fallar. Si las áreas cubiertas por las placas son muy grandes el suministro sanguíneo puede ser deficiente.

Los implantes son usualmente diseñados para mantener su forma a menos que ocurra un accidente. Como se ha discutido previamente la resistencia a la fatiga no es ilimitada. Se han desarrollado técnicas quirúrgicas adecuadas para alcanzar fijaciones estables.

■ Limitaciones del diseño de implantes

- *Márgenes de seguridad mecánicos altos: volumen y rigidez altos, incompatibilidad biológica.
- *Resistencia mecánica y a la fatiga altas: implante rígido, reducción de la carga sobre hueso, mal crecimiento óseo.
- *Elasticidad de placas y tornillos alta: tornillos expulsados del hueso, falla de crecimiento.
- *Placas grandes: deficiente irrigación sanguínea, mal crecimiento óseo.

■ Conclusión

Los tres grandes grupos de aleaciones metálicas utilizadas en implantes son: aceros inoxidables (316L), aleaciones Cr-Co (Cr-Co-Mo y Cr-Co-Ni-Mo) y las aleaciones de Ti (Ti-6Al-4V). Cada una de ellas presentan diferentes propiedades, ventajas y desventajas dependiendo de sus usos y finalidades. Hasta el día de hoy las aleaciones de Ti parecen ser las más aptas debido a su amplio campo de aplicación y propiedades. Sin embargo estudios clínicos han revelado ciertos problemas locales y sistemáticos en el cuerpo humano. Por ello nuevas aleaciones tales como la Superaleación MA 956 y las aleaciones con memoria de forma están cobrando mayor importancia.

Daniel Niño Gomez, Ing. Emilio Rubio

(Buenos Aires - Argentina)

dgomez@intramed.net, info@equimedica.com.ar