



Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia

ISSN: 0120-6230

revista.ingenieria@udea.edu.co

Universidad de Antioquia

Colombia

Echavarría, Alejandro

Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera

Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia, núm. 30, diciembre, 2003, pp. 95-108

Universidad de Antioquia

Medellín, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=43003010>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera

*Alejandro Echavarría**

(Recibido el 3 de diciembre de 2002. Aceptado el 21 de julio de 2003)

Resumen

La prótesis total de cadera, diseño característico de un reemplazo de una articulación funcional, ha sufrido una serie de modificaciones desde el primer implante, hecho por John Charnley, a mediados del siglo pasado, utilizando cemento de polimetilmetacrilato (PMMA). El estado del arte actual de dicho diseño incluye una serie de biomateriales en diversas presentaciones, que utilizan aleaciones metálicas como el TiAlV, el acero inoxidable ASTM F138 o las aleaciones de cobalto-cromo forjadas (en las áreas donde se requiera la máxima resistencia mecánica a flexión), materiales cerámicos en el punto donde se requiera la máxima resistencia a la abrasión e inercia química (en el caso de la cabeza esférica se utiliza zirconia estabilizada con itrio), en conjunto con materiales de alta capacidad de carga pero muy bajo coeficiente de fricción (como el UHMWPE). Para asegurar la adherencia del implante al hueso cortical se utilizan agregados de hidroxapatita (HA) o cemento acrílico de PMMA.

----- *Palabras clave:* prótesis total de cadera, biomateriales, procesamiento, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión.

A biomaterial's perspective viewed from a specific design: the hip total prosthesis

Abstract

The total hip implant, characteristic design of a functional articulation, has suffered extensive modifications since the first arthroplasty implanted by John Charnley, at 1950, using a cement bone paste of methilmetaacrilate (PMMA). Today, the state-of-the-art of such a design includes a series of biomaterials in different presentations, in order to obtain the maximum fiability. These biomaterials typically employs metallic alloys such as Ti 6Al 4V, stainless steel ASTM F138 or cobalt-chromium for the areas in which it requires a maximum mechanical strength and toughness, ceramic materials when a maximum abrasion resistance and chemical inertness is required (the ceramic head is made in toughened zirconia or doped alumina), in conjunction with materials with a high load capacity but a very low friction coefficient (such as

* Grupo de Corrosión y Protección. Ingeniería Metalúrgica y de Materiales. Universidad de Antioquia. aechave@udea.edu.co.

UHMWPE). In order to ensure good adhesion of the implant to cortical bone, hydroxiapatite (in the non cemented prothesis) and PMMA (in the cemented ones) are commonly used. This review shows the typical mechanical and chemical properties, the relevant processing parameters and general characteristics of such biomaterials.

----- *Keywords:* total hip implant, biomaterials, processing, biocompatibility, corrosion resistance.

Introducción

La primera prótesis total de cadera fue colocada por P. Wiles (1938) [1]. Luego, J. Judet y R. Judet (1946) realizaron el primer reemplazo de cabeza femoral biomecánicamente diseñada en polimetilmetacrilato (PMMA) en reemplazo de articulaciones. J. Charnley (1958) usó el PMMA como cemento para una prótesis de acero inoxidable con acetábulo de polietileno. Posteriormente, los desarrollos de los materiales han permitido realizar diferentes combinaciones entre ellos, con el objetivo de optimizar sus comportamientos en servicio, haciendo que los diseños sean más duraderos y más confiables [1, 2].

Los reemplazos de las articulaciones más utilizados son las de cadera, rodilla y hombro [2-5]. La prótesis total de cadera consta de un vástago metálico, una cabeza esférica (metálica o cerámica) y un acetábulo polimérico. Para el vástago sólo se usan materiales metálicos, como la aleación Ti 6Al 4V, el acero inoxidable o las aleaciones de cobalto-cromo. Para asegurar la adherencia a la parte cortical del fémur se usan recubrimientos de hidroxiapatita [4], biovidrio [1, 4] o titanio [5] a los vástagos de Ti 6Al 4V (depositados por la técnica de proyección por plasma) o en el caso del acero inoxidable y el cobalto-cromo, se usa el cemento acrílico de PMMA. Las cabezas esféricas cerámicas se fabrican en zirconia de alta tenacidad o alúmina dopada; también pueden ser fabricadas en Ti 6Al 4V con implantación iónica de nitrógeno (para mejorar su resistencia a la corrosión y el comportamiento al desgaste). El material por excelencia para el acetábulo es el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) [3] aunque se está probando con éxito el polietileno de alta densidad irradiado localmente (HDPE-Irr).

La figura 1 ilustra una prótesis total de cadera cementada y los materiales utilizados en ella. La figura 2 ilustra en detalle un recubrimiento de hidroxiapatita sobre un vástago de Ti 6Al 4V en una prótesis no cementada.



Figura 1 Materiales utilizados en una prótesis total de cadera no cementada: al vástago metálico (de aleación Ti 6Al 4V, cobalto cromo) se inserta una cabeza esférica de cerámica de alta tenacidad (zirconia estabilizada con itrio o alúmina dopada). El acetábulo es de polietileno de alto peso molecular del tipo UHMWPE. Dicha prótesis es adherida al hueso con cemento de polimetilmetacrilato (PMMA)



Figura 2 Detalle de una prótesis no cementada. Se observa el recubrimiento del vástago de Ti 6Al 4V con hidroxiapatita rociada térmicamente, para permitir su adherencia al cortical del fémur

Exigencias básicas para un diseño de prótesis total de cadera

Las exigencias básicas de todos los materiales utilizados en un diseño funcional (válido en general, para cualquier implante en el interior del cuerpo y que está en contacto con fluidos corporales) son su alta estabilidad mecánica y química, no tener actividad trombogénica, carcinogénica, hemolítica o alérgica, entre otras y ser fácilmente esterilizable en un medio que no deteriore sus propiedades. A continuación se enumeran requerimientos específicos de los diversos elementos de una prótesis total de cadera:

Material del vástago

- a. Alta resistencia mecánica.
- b. Alta resistencia a la corrosión.
- c. Alta tenacidad a la fractura.
- d. Rugosidad para facilitar adherencia a un revestimiento que asegure a su vez, su adherencia al hueso cortical, mejorando el esfuerzo de corte en dicha interfase.
- e. La fijación debe asegurar:
 - La transferencia de esfuerzo proximal al hueso.
 - La menor liberación de esfuerzos al hueso para prevenir su adelgazamiento.
 - Alto grado de estabilidad rotacional y axial.

Material de la cabeza esférica

- a. Alta resistencia mecánica.
- b. Muy alta dureza.
- c. Alta esfericidad.
- d. Gran inercia química a los líquidos sinoviales.
- e. No permitir la corrosión (generada por celdas de concentración, por hendiduras o por par galvánico) en la parte de contacto entre este elemento y el material del vástago.

- f. Acabado espejo para minimizar fricción entre este elemento y el acetábulo.

Material del acetábulo

- a. Bajo coeficiente de fricción entre esta parte y la cabeza esférica.
- b. Alta capacidad de carga.
- c. Alta resistencia a la corrosión.
- d. Alta resistencia al desgaste.
- e. Alta esfericidad.
- f. Diseño adecuado para prevenir desprendimiento de la cabeza esférica.
- g. Acabado espejo para minimizar fricción.
- h. Aseguramiento óptimo para eliminar micro-movimientos.
- i. La parte externa debe tener:
 - Alta rugosidad para facilitar adherencia al ilíaco.
 - Dispositivos de aseguramiento a dicho hueso.

Algunas propiedades de los biomateriales

Propiedades físicas y mecánicas

En la tabla 1 se ilustran varias propiedades de los biomateriales. Para propósitos de comparación se muestran las propiedades mecánicas del hueso compacto, cartílago y tendón, característicos del cuerpo humano.

Como características generales, podemos decir que el biomaterial que tiene el módulo elástico más parecido al hueso es la hidroxiapatita (véase la parte final de este artículo), pero su baja tenacidad a la fractura no la hace adecuada para ser utilizada como material estructural. Se utiliza como recubrimiento de las prótesis de TiAlV para asegurar su adherencia al cortical. De los biomateriales metálicos, la aleación de Ti Al V

Tabla 1 Propiedades mecánicas representativas de los materiales utilizados en prótesis total de cadera. Para propósitos comparativos se muestran las propiedades exhibidas por los tejidos biológicos representativos en articulaciones

Material	Módulo elástico (GPa)	Resistencia fluencia (MPa)	Resistencia tensión (Mpa)	Alargamiento ruptura (%)	Resistencia a fatiga (MPa)	Densidad (g/cm ³)	Tenacidad fractura (MPa.m ^{1/2})	Dureza	Resistencia flexión (MPa)
ASTM F138 deformado frío	200	800	7-10	7,93					
ASTM F138 trabajado frío	200	700-800	1.000	300	7,93	50-100	300-350 VHN		
SANDVIK SAF 2507	200	> 1450	> 1.500	3-10	405-500				
ASTM F136 Ti 6Al4V	115	795	860	10	590-630	4,50	30-70		
ASTM F562 CoNiCrMo	230	1.840	1.910	9-11	700-800	8,3-9,2	~ 100	500-600 VHN	
Alúmina α- alúmina/MgO	380-420	280-700. 4.500 (compresión)		3,98		3,5-6		2300 VHN	550

Metal

Tabla 1 (continuación)

Material	Módulo elástico (GPa)	Resistencia fluencia (MPa)	Resistencia tensión (Mpa)	Alargamiento ruptura (%)	Resistencia a fatiga (MPa)	Densidad (g/cm ³)	Tenacidad fractura (MPa.m ^{1/2})	Dureza	Resistencia flexión (MPa)
Zirconia Y-PSZ							6-9		700-1.000
Zirconia Y-TZP	150				6,05		7-8	1.200 VHN	1.000
Zirconia Mg-PSZ	208				5,72		~ 8	1.120 VHN	800
Bioglass Ceravital	500				2,4-2,8		2,0-2,5		150
Hidroxipatita	40-115		147-294 (compresión)		3,16		1,5-2,0	3,43 GPa	140
P-Etileno UHMWPE	1,0-2,2		27-30	200-250		0,93-0,94			64-68 Sh D
Acrílico PMMA	3		60	8					
Hueso compacto	13-19		120-150			1,86-2,02	2-12		
Cartilago	0,01-0,1		10-30	80					
Colágeno	1,0		50-100	10					
Tendón de Aquiles	0,43		11	5-8					

Cerámica

Polimérica

tiene el módulo elástico más cercano al hueso compacto, pero es de un orden de magnitud mayor. A su vez, esta aleación presenta baja densidad, acompañada de altas propiedades mecánicas, por tanto su resistencia específica es la mayor de todas las aleaciones utilizadas. Éste es el material por excelencia usado para el vástago de la prótesis total de cadera.

Las cerámicas de zirconia de itrio totalmente estabilizadas Y-TZP (véase la parte final de este artículo) tienen la mayor tenacidad a la fractura y mayor densidad que todos los materiales cerámicos.

Resistencia a la corrosión de los materiales metálicos usados para las prótesis de cadera

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 [3, 7].

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).

La tabla 2 ilustra la serie galvánica de diversos materiales, medido como su potencial de reposo en voltios, obtenidos en suero bovino.

La tabla 2 muestra, tomando 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 ca-

Tabla 2 Series anódicas de aleaciones en suero bovino (según Fraker [6])

<i>Metal</i>	<i>Potencial en serum bovino, V_{SCE}</i>	<i>Actividad</i>
Titanio	3,5	Más noble
Platino	1,45	
Co-Cr-Ni	0,75	
Co-Cr-Mo	0,75-0,65	
AISI 316L	0,48	Más activo

tastrófica 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 [6-10]. 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, por la tabla 2, que se pueden presentar fallas en ciertos diseños modulares de cabezas de cobalto-cromo en un vástago de titanio.

Una clasificación generalizada [10] de la resistencia a la corrosión de las aleaciones de mayor a menor es:

Ti 6Al 4V > Co Cr Mo > Sandvik SAF 2507 > AISI 316L

El acero Sandvik SAF 2507 [8] es un acero inoxidable dúplex con mayor contenido de cromo y nitrógeno que el AISI 316L (véase la parte final de este artículo).

Procesamiento de los biomateriales usados en una prótesis de cadera

Todos los materiales tienen una composición química determinada, pero sus propiedades fina-

les están íntimamente ligadas a la estructura del material y ésta es una consecuencia directa de los procesos de fabricación. La tabla 3 ilustra los procesos generales seguidos en la obtención de los materiales usados en una prótesis de cadera.

Los materiales metálicos pasan por un proceso de fundición, solidificación, conformación y tratamiento térmico. Cada metal tiene su propio proceso de tratamiento térmico con el fin de con-

Tabla 3 Pasos generales en el procesamiento de los biomateriales metálicos, cerámicos y poliméricos

<i>Biomaterial</i>		<i>Pasos en el procesamiento</i>	<i>Característica específica</i>
Metálico		Fundición	Vaciado de metal líquido y solidificación
		Laminación	Conformación de perfiles de sección constante
		Forja	Obtención de formas complejas
		Tratamiento térmico	Obtención de la microestructura deseada
		Trabajado en frío	Aumento de propiedades por deformación
		Limpieza superficial	Eliminación de óxidos superficiales
		Pasivado del material	Formación de una capa pasiva de óxido adherente
Cerámico		Dosificación de óxidos	A partir de materias primas
	Alúmina	Prensado de polvos	En frío, si es para alúmina En caliente (isostático), si es para zirconia
	Zirconia	Sinterización	A alta temperatura, para mejorar tenacidad
Cerámica		Reacción	A partir de sales de calcio y fosfatos
	Hidroxiapatita	Moldeo	Prensado, para darle forma
		Sinterización	Para inducir cristalización
		Rociado térmico	Para adherirse superficial al vástago de Ti 6Al 4V
Cerámica		Fusión	En crisoles de platino a 1.300-1.450 °C
	Biovidrio	Vaciado	Solidificación del vidrio fundido
		Procesado final	Tratamiento térmico para inducir tenacidad
Polímero	UHMWPE	Reacción en etileno	El C=C del etileno se rompe con el peróxido
		Catalizador Ziegler-Natta	Es estereoespecífico, da linealidad del polímero
		Prensado o maquinado	En la forma final del acetábulo
	PMMA	Monómero de MMA	Líquido, no polimerizado
		PMMA+ Poliestireno	Inerte
		Iniciador	Dibenzoil peróxido, inicia polimerización
		Acelerante	N-N dimetil p-toluidina
		Preservante	Hidroquinona

seguir las mejores propiedades mecánicas, y a la vez, conseguir altas propiedades de resistencia a la corrosión. Los materiales cerámicos no se funden (a excepción del bioglass) sino que son compactados bajo presión y sinterizados en caliente. La hidroxiapatita requiere de un proceso de precipitación para después realizarse un tratamiento térmico.

El polietileno y el polimetilmetacrilato requieren de reacciones de adición de los radicales formados a partir del etileno o del metilmetacrilato respectivamente, cuando se tratan en presencia de un peróxido.

Los tipos de materiales utilizados

De forma general se enumeran a continuación las características de cada uno de los biomateriales tratados en este artículo. Inicialmente se tratan los materiales metálicos (entre ellos el acero inoxidable AISI 316L o ASTM F138, el acero inoxidable dúplex SAF 2507, las aleaciones de cobalto-cromo y las aleaciones de titanio), seguidamente se ven los materiales cerámicos y por último los poliméricos.

Biomateriales metálicos

Aceros inoxidables

Los aceros inoxidables para implantes pertenecen a la familia de aleaciones cromo-níquel-molibdeno. Deben contener un máximo de 0,03% C para evitar la precipitación de los carburos de cromo ($Cr_{23}C_6$) y mejorar la resistencia a la corrosión.

Se utilizan dos tipos de aceros inoxidables en implantes. El primero de ellos es el ASTM F138 (AISI 316L), con la siguiente composición química: C: 0,03% máx., Cr: 17-20, Ni: 12-14, Mo: 2-4%. El níquel sirve para estabilizar la fase austenítica. Dicho acero endurece rápidamente con el trabajado en frío y tiene características paramagnéticas. Sin embargo, dicho acero sufre corrosión en el ambiente del cuerpo. Por eso se recomienda que las placas y los tornillos sean

del mismo fabricante y del mismo modo de procesamiento. Con esto se evita un posible problema de corrosión por par galvánico de materiales de diferente composición química. La principal causa de rotura de los implantes de ASTM F138 es la corrosión fatiga, por el mecanismo del desgarre de las capas pasivas de la placa y del tornillo en el mismo acto quirúrgico [6-7, 9-10].

El otro tipo de acero inoxidable, el SAF 2507, tiene la siguiente composición: 0,03% máximo C, 25% Cr, 7% Ni, 4% Mo, 0,3% N. Es parcialmente paramagnético; su estructura es ferrita (ferromagnética) y austenita (paramagnética). Esta característica es potencialmente inadecuada en el caso de someter al paciente a una evaluación clínica que utilice la resonancia magnética nuclear. Se entrega solubilizado desde 1.050 °C y tiene propiedades mecánicas superiores a las del AISI 316L por tener estructura dúplex. Su costo comparado con el 316L es similar y su resistencia a la corrosión es mucho mayor, pues tiene mayor contenido de cromo y nitrógeno. También posee un potencial de picadura que es mayor que el del AISI 316L. Por eso, la incidencia de la corrosión-fatiga en la rotura de estos implantes es menor.

Ambos tipos de aceros tienen aplicaciones en diseños tales como vástagos para prótesis totales de cadera, varillas intramedulares, tornillos y placas de compresión.

Aleaciones de Co-Cr

Las aleaciones de cobalto-cromo tienen un elevado contenido de cromo que lleva a la formación de la capa superficial pasivante Cr_2O_3 . Como se puede deducir de la tabla 1, posee mayor módulo de Young (E) comparado con el acero inoxidable o el titanio, lo cual permite que el implante sea más rígido. Sin embargo, la gran diferencia de módulo de elasticidad con el hueso puede ser potencialmente desventajosa, por la liberación de esfuerzos al hueso. Puede ser procesado para producir implantes con la más alta combinación de resistencia a la tensión y a la fatiga. Las mejores propiedades se producen

cuando están en la condición de trabajado en frío. Las piezas grandes pueden presentar dificultad de endurecer por trabajo en frío las partes con mayor espesor. El excesivo endurecimiento por trabajo puede ser un problema e inducir aumento de fragilidad.

Los tipos recomendados para aplicaciones en implantes son las aleaciones forjadas, aunque se utilizan en ocasiones las aleaciones coladas a la cera perdida, del tipo CoCrMo (Vitallium™). Dichas aleaciones están normalizadas bajo la ASTM F75. Tienen la siguiente composición química 59-69% Co, 27-30% Cr, 5-7% Mo. Sin embargo, poseen las más bajas propiedades mecánicas de toda la familia de aleaciones Co-Cr. Es muy usada por su bajo costo y por la facilidad para producir formas difíciles.

Las aleaciones CoCrMo forjadas están normalizadas en la ASTM 799. Su composición química es 58-59% Co, 27-30% Cr, 5-7% Mo. Poseen propiedades de resistencia a la fluencia, a la tensión y a la fatiga las cuales son el doble de las exhibidas por la ASTM F75.

Las aleaciones CoCrWNi forjadas (ASTM F90) contienen 45-56% Co, 19-21% Cr, 14-16% W, 9-11% Ni. El W y Ni se adicionan para mejorar maquinabilidad y procesabilidad. Posee muy altos valores de resistencia a la fluencia y a la tensión cuando está trabajada en frío.

Las aleaciones CoNiCrMo forjadas (ASTM F592) tienen 29-38 % Co, 19-21 % Cr, 9-10,5% Mo, 33-37 % Ni y presentan muy altas resistencias a la tensión debido a una combinación excepcional de endurecimiento por trabajado en frío, endurecimiento por solución sólida y endurecimiento por precipitación del (Co₃Mo). Por ello, posee el más alto valor de resistencia a la fatiga de todas las aleaciones metálicas (700-800 MPa). Es la más ampliamente usada pero es más cara que la ASTM F75.

Aleaciones de titanio

Las aleaciones de titanio presentan una excepcional resistencia específica (resistencia tensión/

densidad) de entre todo el conjunto de materiales metálicos utilizados en implantes. Presentan el fenómeno de la pasivación por la formación espontánea de una capa de TiO₂, siendo catalogado como el mejor material bioinerte para aplicaciones en implantes. Presenta una transformación alotrópica (es hcp por debajo de 882 °C (α) y bcc por encima de 882 °C (β)). El aluminio tiende a estabilizar la fase α , incrementando dicha temperatura de transición. El vanadio estabiliza la fase (β) y ejerce un efecto contrario en dicha temperatura.

Las principales desventajas son su dificultad para maquinar y que su fundición debe realizarse en atmósfera inerte (N₂, Ar) o de alto vacío (menor a 10⁻⁷ torr), porque el exceso de oxígeno se difunde fácilmente en el titanio causando su fragilidad. Su módulo de Young es el más parecido al del hueso, pero es más bajo que el del Co-Cr o acero inoxidable.

Se recubre con hidroxiapatita o titanio por la técnica del rociado térmico [4-5]. La alta porosidad del depósito mejora la adherencia al cortical.

En implantes ortopédicos se utiliza Ti 6Al 4V, cubierta por la norma ASTM F136. Su composición química contiene 89-91% Ti, 5,5-6,5% Al, 3,5-4,5% V. Su microestructura es una mezcla de granos de α y β y por eso exhibe mejores propiedades mecánicas comparadas con el titanio químicamente puro.

La aleación Ni-Ti (Nitinol™), contiene aproximadamente 56% de Ni (resto titanio) y posee excelentes propiedades de memoria de forma y superelasticidad a temperatura ambiente. Tiene interesantes aplicaciones potenciales en implantes. Sutiles diferencias entre los constituyentes níquel y titanio en porcentaje por peso, producen diferencias apreciables en las temperaturas de transformación de martensita a austenita. En cirugía ortopédica se utiliza la composición de 55,8% de níquel, cuyo punto Af (*Austenite finish*) en el calentamiento varía de 10 a 20 °C, normalmente como anclaje al hueso de tendones y ligamentos. Se usa extensivamente para *stents* en

cirugía cardiovascular, grapas para aneurisma en cirugía endovascular y alambres de ortodoncia en odontología. Posee excelente biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión y excelente citocompatibilidad [3].

Materiales cerámicos

Zirconia

Se encuentran dos tipos de zirconias utilizadas para las cabezas cerámicas [3, 11]: 1 a parcialmente estabilizada (PSZ) y la zirconia tetragonal estabilizada en policristales (TZP). Las parcialmente estabilizadas pueden contener ~5% peso Y_2O_3 (Y-PSZ), ~2,5% peso MgO (Mg-PSZ) y ~4% peso CaO (Ca-PSZ). Por su parte, las tetragonales estabilizadas contienen 1,5-3,5% mol Y_2O_3 (Y-TZP) o ser del tipo (Mg-TZP) o (Ca-TZP), si contienen MgO y CaO respectivamente.

La zirconia tiene una estructura monoclinica desde la temperatura ambiente hasta los 950 °C. Por encima de esta temperatura presenta una estructura monoclinica. La adición de ciertos óxidos, como el MgO, estabilizan la fase tetragonal en cantidades de hasta 10% molar. Dichos óxidos también estabilizan las fases cúbica y monoclinica. En el caso del MgO, las regiones de máxima solubilidad son ~30% para la estructura cúbica, 9,5% para la tetragonal y 2,5% para la estructura monoclinica. El cambio de fase (reversible) de la estructura tetragonal a la monoclinica conlleva un aumento volumétrico de ~3,5% (~1,2% lineal). Normalmente, la estructura tetragonal se transforma en monoclinica con aumento de volumen en ausencia de presiones externas.

Cuando se sinteriza y se procesa la zirconia a temperaturas en las que prevalece la estructura cúbica y se enfría a temperatura ambiente, se precipitan en esta matriz partículas en forma de lente de zirconia tetragonal, la cual permanece así a temperatura ambiente (es decir, no se transforman a la fase monoclinica) porque la matriz cúbica previene la expansión, induciendo en las partículas tetragonales un estado de esfuerzos altamente compresivo. Esta transformación aumenta la tenacidad, ya que en condiciones de

microagrietamiento, los precipitados tetragonales en las cercanías de la grieta se transforman a su forma monoclinica, porque en este punto se permite la liberación parcial de los esfuerzos compresivos. La expansión adyacente a la grieta presiona las dos partes de la grieta obligándola a cerrarse y así evitar la propagación de ella y conducir a la fractura súbita de la cerámica.

Se utiliza en la cabeza esférica de las prótesis femorales, en las prótesis de rodilla artificial y en forma de tornillos y placas de compresión.

Hidroxiapatita

La hidroxiapatita [2-3, 11] tiene por fórmula $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, con una relación Ca/P = 10/6 y químicamente es la fase cuya composición química es la más parecida al hueso. Sin embargo, el hueso presenta una estructura medianamente cristalina (su cristalinidad es baja, del orden de un 25-30%).

La hidroxiapatita puede sintetizarse a partir de sales de calcio y fosfato o de ácido fosfórico e hidróxido de calcio. Se puede obtener también por vía hidrotermal, transformando la estructura del coral (un aragonito, tipo carbonato de calcio) por medio de fosfato de amonio a alta presión y temperatura. Puede obtenerse también por prensado cerámico o por deposición biomimética a partir de soluciones fisiológicas artificiales.

La estructura de la hidroxiapatita bien cristalizada pertenece al sistema hexagonal, cuyos hábitos normales son prismas rómbicos hexagonales. La cristalinidad aumenta con la temperatura de tratamiento térmico, de manera similar a como lo hace el hueso. A 1.050 °C, ambas estructuras son prácticamente idénticas, con una ligera variación en los tamaños de celda, asociada a presencia de magnesio (que reemplaza parte del calcio), carbonato (que reemplaza algo del fosfato) y flúor (que reemplaza algo del hidroxilo). En esta condición se presenta una muy baja solubilidad y puede usarse como biomaterial estructural [3, 11].

Se utiliza como recubrimiento para prótesis de Ti Al V para una respuesta controlada en la

interfase implante/tejido. Sin embargo, las altas temperaturas del rociado, transforman parte de la hidroxiapatita en una mezcla de CaO, α -F3C (fosfato tricálcico, tipo whitlockita) y F4C (fosfato tetracálcico). Un tratamiento con vapor por 6 h o por mantenimiento a 600 °C restablece parte de la hidroxiapatita transformada [4].

Se usa en las prótesis en forma de vértebras, de espaciadores de vértebras o de cresta ilíaca. Puede usarse como material para reparar hueso dañado por trauma, para rellenar espacios vacíos por pérdidas de hueso, para reparar vértebras fusionadas (como la espinal y lumbosacral), discos herniados o defectos maxilofaciales y dentales.

Otros tipos de fosfatos de calcio [1] para uso biomédico, diferentes de la hidroxiapatita, son el fosfato tricálcico $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ y el fosfato tetracálcico F4C ($4\text{CaO}\cdot\text{P}_2\text{O}_5$), los cuales son reabsorbibles y se usan como vehículos temporales para la administración de medicamentos, generalmente, antibióticos. También se utilizan diversos tipos de fosfatos de calcio con solubilidad controlada como ALCAP (fosfato de calcio y aluminio, $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5 = 50/34/16$), ZCAP (fosfato de zinc y calcio $\text{ZnO}/\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5$), ZSCAP ($\text{ZnSO}_4/\text{ZnO}/\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5$) y FECAP ($\text{Fe}_3\text{O}_4/\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5$). La fluorapatita es el compuesto que presenta la más baja solubilidad de todos los fosfatos de calcio $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{F})_2$.

La secuencia de mayor a menor solubilidad de los diferentes tipos de fosfatos de calcio es:

F4C > α -F3C > HA > FA

Alúmina

Se conoce por los nombres de “corindón” y “zafiro”, usualmente en la forma α - Al_2O_3 [3,11]. Sólo las alúminas con más de 99,5% de alúmina se usan para prótesis. Se observa que la resistencia, σ , incrementa al disminuir el tamaño de grano, G, según la relación: $\sigma \propto G^{-1/2}$. Por ello se adiciona un contenido inferior a 0,5 % MgO para impedir el crecimiento de grano en la sinterización.

Es muy rígida: posee el más alto módulo de Young de todos los materiales evaluados en esta revisión, presentando problemas asociados a la liberación de esfuerzos al hueso. Presenta menor resistencia a la flexión y menor tenacidad a la fractura comparada con las de zirconia.

Se usa en cabezas femorales, tornillos de hueso y placas de compresión, prótesis de rodillas junto con UHMWPE.

Biovidrios

Los biovidrios [1, 11] pueden ser cristalinos o amorfos. Contienen $\text{SiO}_2/\text{Na}_2\text{O}/\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5 = 45/24,5/24,4/6\%$ peso.

Se caracterizan por formar fuertes enlaces interfaciales con los tejidos adyacentes al injerto, usualmente variando en el intervalo de 2 a 70 MPa y se incrementa con el tiempo, aunque depende del esfuerzo impuesto a la interfase hueso/biovidrio. Presenta liberación esfuerzos aun cuando su módulo de Young es parecido al del hueso. Los materiales de gran bioactividad desarrollan un espesor de enlace entre 100 y 200 μm .

Se usa en forma densa o como recubrimiento.

Materiales poliméricos

UHMWPE (Ultra High Molecular Weight)

Este tipo de polietileno [1-3], tiene un peso molecular mayor a 2×10^6 g/mol. Su estructura cristalina es ortorrómbica. Tiene la más alta tenacidad de todos los tipos de PE (en el que se incluyen el HDPE y el LDPE entre otros), buena estabilidad química y bajo costo. Las formas de alta densidad son las más cristalinas, variando de 70 a 80%. Sólo las formas de alta densidad pueden ser esterilizadas.

Usado en la copa acetabular y la superficie patelar en prótesis de rodillas, por tener bajo coeficiente de fricción (0,08-0,15).

Puede presentar adhesión de la capa pasiva de óxido proveniente de una cabeza metálica de

acero inoxidable o cobalto-cromo y ésta desprenderse o deteriorarse de la parte interna del acetábulo.

Un nuevo tipo de polietileno de alta densidad (HDPE) con cristalinidad cercana al 50%, irradiado con una fuente de rayos gamma (del tipo Co^{60}) en la superficie expuesta a las cargas compresivas, se está usando con éxito en articulaciones funcionales. Los radicales libres formados por la interacción entre las cadenas de polietileno en las regiones amorfas y los fotones de alta energía favorecen el entrecruzamiento de las cadenas y aumentan notablemente la resistencia a la fluencia (creep). Es importante anotar que un exceso de radiación destruye irreversiblemente el polietileno, presentando excesivo entrecruzamiento entre las cadenas favoreciendo la fragilidad.

PMMA (polimetilmetaacrilato)

Presenta excelente tenacidad y estabilidad química [1-3]. El agua absorbida internamente hace disminuir la resistencia a la tensión y el módulo de Young (llamado “efecto plastificante”) hasta estabilizarse con el tiempo a un valor constante.

Se usa como cemento para adherir el vástago de acero inoxidable al fémur, tanto en las prótesis de cadera como de rodilla.

Puede presentar complicaciones en el mismo acto quirúrgico porque el aumento de temperatura durante la polimerización puede ser 80 °C: necrosis localizada. Por otro lado, los monómeros no reaccionados (del tipo metilmetacrilato) causan disminución de la presión sanguínea. Tienen vida media en la sangre de 20 a 40 min. y se eliminan por hidrólisis del ácido metacrílico. Cuando ocurre el aflojamiento de la prótesis, se presenta una respuesta inflamatoria a los particulados (debris) en los tejidos adyacentes,. Por esta razón está asociado a ciertas complicaciones de osteólisis. Es importante anotar que la osteólisis también se presenta en las prótesis no cementadas, aunque con una incidencia menor [10].

El acto quirúrgico implica la utilización de muchos otros biomateriales. Se utilizan varias clases de suturas, entre las que se cuentan las permanentes (de acero inoxidable ASTM F138, nylon 6-6, HDPE o PTFE) o las biorreabsorbibles (del tipo PLA, PGA, polidioxanona, etc.). Toda la utilería para seccionar, posicionar y preparar el fémur para la implantación se hace en aceros inoxidables martensíticos endurecidos por precipitación o nitruración. En este material se fabrica la mayoría de la instrumentación quirúrgica, aunque la tendencia es utilizar utilería de titanio con implantación de nitrógeno. Como se observa, el tema es lo suficientemente amplio como para tratar en una pocas líneas todos los materiales que intervienen cuando se realiza una intervención de prótesis total de cadera.

Conclusiones

Esta apretada síntesis muestra la compleja interactividad entre el diseño de un implante propiamente dicho, los materiales que lo conforman y la articulación funcional que va a reemplazar, en este caso, la prótesis total de cadera. Cada propiedad de un material específico, sea para el vástago de la prótesis, para la cabeza esférica o para el acetábulo, está relacionada a su composición química y a su microestructura, y a su vez, es resultado de su procesamiento que garantice dichas propiedades. Cada vez, el auge de los materiales hace que los diseños sean más confiables y duraderos, asegurando que cada elemento cumpla con una función específica de una manera óptima.

Referencias

1. Fall Biomaterials. Sitio de Internet. BMME 112. 2001. <http://atenea.udistrital.edu.co>.
2. Parks, J. y R. Lakes. “Biomaterials. An introduction”. En: *Plenum Press*. NY. 1992.
3. Echavarría, Alejandro. “Introducción a los biomateriales”. En: *Universidad de Antioquia. Notas de clase*. 2002.
4. Echavarría, Alejandro y Julio Minotas. “Evaluación del comportamiento anticorrosivo de los recubrimien-

- tos destinados a implantes”. En: *Revista Cuaderno Cerámicos y Vitreos*. Septiembre de 1999. p. 38.
5. Wieller, S. *et al.* *The BiCONTACT™ Hip Implant System*. Georg Thieme Verlag, 1998.
 6. Pohler, O. “Failures of Metallic Orthopedic Implant”. En: *ASM Handbook*. 9th Edition. 1993.
 7. Kovaks, P. “Electrochemical techniques for Studing the Corrosion Behaviour of Metallic Implant Materials”. En: *Techniques for Corrosion Measurements Symposium NACE*. 1992. pp. 5-1 a 5-14.
 8. Sandvik AB. SANDVIK SAF 2507. “The high performance Duplex Stainless Steel for Aggressive Chloride-Containing environments”. En: *Technical reports*. 1,22 ENG.
 9. Fraker, A. “Corrosion of Metallic Implants and Prosthetic Devices”. En: *Metals Handbook*, 1993.
 10. Echavarría, A. y C. Arroyave. “Consideraciones acerca de las interacciones entre el metal de implante ortopédico y el tejido biológico”. En: *Revista Facultad de Ingeniería*. Vol. 9. No. 2. 1997.
 11. De Aza, P. y S. de Aza. “Biomateriales cerámicos”. En: *Jornadas Iberoamericanas sobre biomateriales para la salud*. Guatemala. Noviembre de 2002.