

Cerámicas de circona para aplicaciones biomédicas

DELGADO GARCÍA-MENOCAL, J.A., MOREJÓN, L., MARTÍNEZ, S.* GIL, F.J.**

Centro de Biomateriales, Universidad de La Habana. Cuba.

*Dept. Cristalografía, Mineralogía y Depósitos Minerales. Facultad de Geología. Universidad de Barcelona.

**Dept. Ciencia de Materiales e Ingeniería Metalúrgica. ETSEIB. Universidad Politécnica de Cataluña.

Resumen

Se tratan los aspectos mas significativos de distintos biomateriales empleados para la sustitución del tejido óseo pero haciendo énfasis en las cerámicas de óxido de zirconio (circonas). Se destacan las características de las cerámicas de circona que lo convierten en un material muy atractivo por sus excelentes propiedades mecánicas, en particular su elevada tenacidad a la fractura relacionada con la transformación martensítica que se produce cuando el material es sometido a un esfuerzo mecánico. Por esta razón se ha empleado como biomaterial en la fabricación de diversos componentes de prótesis articulares fundamentalmente en las prótesis de cadera. También se han empleado con relativo éxito en otras aplicaciones clínicas como la odontología y la cirugía máxilo-facial. En la actualidad, se trabaja en conferirle bioactividad a las cerámicas de circona para facilitar su unión al tejido óseo sin afectar sus buenas propiedades mecánicas.

Introducción

La investigación en el área de los Biomateriales se inició hace ya muchos siglos puesto que es posible encontrar trazas de prótesis implantadas en momias egipcias. Sin embargo, es a partir de la segunda guerra mundial que en el intento de resolver los problemas cotidianos asociados al tratamiento masivo de pacientes, aparece un vasto campo asociado a la Tecnología Médica y en concreto va tomando cuerpo una Ciencia de los Biomateriales. La definición de Biomaterial ha sido muy laboriosa y difícil. Tanto es así que no es hasta Marzo de 1986 en una conferencia celebrada en Chester (Reino Unido) y convocada por las diferentes Sociedades Internacionales de Biomateriales al efecto de encontrar por consenso definiciones comunes, se aprobó la de Biomaterial: un material no vivo utilizado en un aparato médico y concebido para interactuar con sistemas biológicos. La segunda conferencia de consenso sobre definiciones en el campo de Biomateriales celebrada en Chester (Reino Unido) en 1991, consensuó una definición de Biomaterial más amplia y ajustada: Un material diseñado para actuar interfacialmente con sistemas

biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo.

La implantación de un biomaterial lleva consigo una lesión en los tejidos vivos, reaccionando éstos frente a la lesión, siendo su primera reacción una inflamación, a la que seguirá un proceso reparador y finalmente la cicatrización de la incisión. En muchas ocasiones, el tejido conectivo responde a la implantación con una fibrosis. La Biocompatibilidad se podría interpretar como la aceptabilidad biológica y el estudio de la interacción de los biomateriales con los tejidos susceptibles de estar en contacto con ellos. Este término quedó en la conferencia de Chester sin una definición clara ya que la biocompatibilidad no es una propiedad intrínseca de un material, es decir un biomaterial no es en cualquier condición biocompatible. Este hecho, se pone de manifiesto por ejemplo con el polietileno de ultra alta densidad, que es un material bioinerte cuando se utiliza en forma másica como acetabulo en prótesis articulares pero en cambio las partículas de desgaste que se producen por la fricción producen reacción a cuerpo extraño.

En esta situación la Ciencia y Tecnología de los Biomateriales se gestó en aquellos países en que había en aquel momento algún tipo de interés industrial por la producción de aparatos médicos o quirúrgicos. En el mundo industrializado los primeros científicos involucrados en dicha área, aparte de médicos y cirujanos, fueron los especialistas en

Correspondencia:

F. J. Gil Mur

Av. Diagonal 647, Pavellón E, 1a Planta.

Barcelona 08028

E-mail: francesc.xavier.gil@upc.es

Ciencia y Tecnología de Materiales. Su labor consistía en investigar materiales biocompatibles que pudieran llevar a cabo la función biomédica deseada, con lo cual era a su vez imprescindible estudiar dicha función ejercida por el tejido biológico a substituir. El biomaterial debe cumplir desde una función mecánica como en las prótesis ortopédicas hasta una función eléctrica como en los marcapasos o químico-biológica como en el caso de membranas para diálisis. Con el tiempo se vió que eran solo las intercaras biomaterial-tejido vivo las que gobernaban la biocompatibilidad y con ello en muchos casos la función física que se exigía al implante. Así fueron entrando en el área físicos y químicos de superficies. Esta situación ha evolucionado más todavía, y en la actualidad, en orden a encontrar una favorable interacción organismo-implante, son los biólogos celulares los que pueden venir a comprobar si un determinado material con un tipo de superficie determinada fomenta el crecimiento de células diferenciadas tales como osteoblastos, condroblastos, etc. En un momento en que se están pidiendo para ciertas aplicaciones biomateriales resistentes biodegradables, o bien para otras biomateriales inertes que a la larga no encuentren ningún tipo de rechazo, es imprescindible la estrecha colaboración entre expertos en Ciencia de Materiales, expertos en Física y Química de Superficies, Biólogos Celulares, y como no, Médicos y Cirujanos de las distintas especialidades involucradas.

Dentro de los materiales cerámicos más convencionales, destacan la alúmina, hidroxiapatitas, vitrocerámicas y carbonos. A continuación, los describiremos brevemente y después se comentará la circona y sus propiedades.

Alúmina

La pureza de una alumina depende del sistema de obtención empleado. Para la fabricación de implantes, la norma ASTM exige una pureza del 99,5% con un contenido máximo de SiO_2 combinado con óxidos alcalinos (principalmente Na_2O) inferior al 0.1%. La alúmina α , con estructura cristalina rombohédrica, se ha utilizado con éxito para la elaboración de implantes. Dado que se acostumbra a obtener por sinterizado, la porosidad juega un papel muy importante en las propiedades mecánicas. Existe una relación entre la porosidad y el tamaño de grano, de tal manera que cuando la porosidad cae por debajo del 2%, el tamaño de grano acostumbra a crecer considerablemente. La alúmina es así mismo muy dura pudiéndose obtener durezas

entre 20 y 30 GPa. Esta elevada dureza combinada con propiedades de baja fricción y bajo desgaste hacen de éste un material idóneo para prótesis articulares, a pesar de su fragilidad y de las dificultades de fabricación.

En dichos materiales no puede hablarse de deformación plástica ni tan siquiera localmente en la punta de una grieta, y por ello se han considerado que no pueden sufrir fatiga dinámica. Sin embargo, es bien sabido que sometido el material a una carga estática y en un medio determinado, existe una probabilidad de que rompa en un tiempo dado. La estadística que describe dicho comportamiento es la de Weibull, y el fenómeno se califica como fatiga estática. Dicha fatiga estática está gobernada por el medio en que se encuentra la cerámica. Los diseños de las bolas de alúmina para articulaciones se ha hecho teniendo en cuenta este fenómeno y los ciclos de carga que puede resistir hasta rotura. Sin embargo, recientemente se ha puesto de manifiesto que bajo fatiga dinámica, con cargas fluctuantes, y en un mismo medio, el tiempo a fractura es sensiblemente menor que el que se obtiene en fatiga estática. Aunque los resultados existentes son pocos y fragmentarios, pueden venir a poner en cuestión algunos diseños existentes en el mercado.

Hidroxiapatita

La hidroxiapatita se utiliza ampliamente como hueso artificial puesto que de hecho constituye la parte mineral del hueso natural, y puede obtenerse de él eliminando los constituyentes orgánicos tales como colágeno y mucopolisacáridos. En la actualidad, existen procesos industriales que permiten sintetizar la hidroxiapatita en diferentes formas. Como parte mineral del hueso y de los dientes, la hidroxiapatita contiene fósforo y calcio, pudiéndose formular como $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Los minerales de apatita cristalizan en forma de prisma rómbico hexagonal. La relación ideal de Ca/P en la hidroxiapatita es de 10/6 y la densidad calculada es de 3.2. Es interesante resaltar que la sustitución de los OH por F da una mayor estabilidad estructural debido a la superior coordinación del F que el hidroxilo al Ca más próximo. Así es como se explica la mayor resistencia a las caries mediante la fluorización.

Existen diferentes métodos, no simples, para producir precipitados de hidroxiapatita a partir de una solución acuosa de $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ y de NaH_2PO_4 . Los precipitados obtenidos se filtran y se secan para formar un polvo fino blanco. Después de calcinar, el polvo se prensa y sinteriza a diferentes tempera-

turas (siempre por encima de los 100°C) y durante tiempos diferentes según autores y resultados que se quieran obtener. No existe unanimidad en la literatura, en cuanto a las propiedades mecánicas de la hidroxiapatita. Así, el módulo elástico puede variar entre 40 y 150 GPa, valores de todas formas superiores a los que se obtienen al ensayar tejidos mineralizados tales como dentina o hueso cortical, donde el módulo de Young varía entre 10 y 175 GPa. Los valores de resistencia mecánica a compresión son superiores a los obtenidos a tracción y a flexión. Parece que la resistencia a compresión es inferior a los 500 MPa. Parece así mismo que la dureza no es superior a los 5 GPa. Todo ello indica que el comportamiento mecánico de la hidroxiapatita es claramente inferior al de la alúmina y al de otras cerámicas.

La propiedad más interesante de la hidroxiapatita es su excelente biocompatibilidad. Ello parece deberse tanto a ser muy similar químicamente al constituyente mineral del hueso vivo, como a los enlaces químicos que ello le permite establecer con los tejidos en crecimiento a su alrededor. Se ha demostrado así mismo su buena adhesión sobre el Ti así como sobre materiales vitrocerámicos.

Vitrocerámica

Las vitrocerámicas son cerámicas policristalinas obtenidas por cristalización controlada de vidrios. La técnica se desarrolló a principios de los años 60 y se utilizaron vidrios fontosensibles en los que se precipitaban pequeñas cantidades de Cu, Ag, y Au mediante radiación ultravioleta. Estos precipitados metálicos ayudan a que el vidrio nucleee y precipite en forma de una cerámica de grano fino con excelentes propiedades mecánicas y térmicas. Para la nucleación se utilizan grupos Pt, TiO₂, ZrO₂ y P₂O₅, mientras que un tratamiento térmico adecuado permite obtener una cristalización superior al 90% con granos de tamaño entre 0.1 y 1 nm, mucho menor que el que se puede obtener con cualquier otra cerámica convencional. Se han desarrollado dos tipos de vitrocerámicas para implantes: SiO₂-CaO-Na₂O-P₂O₅- y LiO₂-ZnO-SiO₂, aunque probablemente sea la primera la más utilizada.

Las vitrocerámicas poseen todo un conjunto de propiedades muy deseables: su coeficiente de expansión térmica es muy bajo e incluso puede ser negativo, su resistencia a tracción es bastante elevada y su resistencia a la abrasión es muy similar a la del zafiro. Además su capacidad para disolver sus iones superficiales en un medio acuoso parece

ser la base para su excelente reacción y enlace con los tejidos duros vivos en los que les puede implantar. Se ha demostrado que el hueso vivo puede crecer en contacto íntimo con las vitrocerámicas sin tener lugar la encapsulación fibrosa de éstas. Quizás su principal inconveniente es su fragilidad. Existen además restricciones en cuanto a la composición química que permitan aumentar la tenacidad, puesto que dicha mejora se hace a costa de la biocompatibilidad. No pueden utilizarse pues, en aplicaciones estructurales como en implantes articulares, aunque si se utilizan como relleno en composites dentales, cementos óseos y en material de recubrimiento.

Carbonos

Los carbonos pueden obtenerse de formas muy distintas: alotrópico, cristalino, diamante y grafito, vítreo casi cristalino y pirolítico. De entre ellos sólo el carbono pirolítico se utiliza ampliamente en la fabricación de implantes.

La estructura cristalina del carbono es similar a la del grafito, es decir, estructuras planares hexagonales formadas por fuertes enlaces covalentes en los que un electrón de valencia por átomo está libre de moverse, con lo que resulta una conductividad eléctrica muy alta pero anisotrópica. Los pequeños cristales tienen propiedades muy anisotrópicas debido a los fuertes enlaces planares y a los débiles enlaces interplanares. Si existen muchos pequeños cristales dispersados al azar, las propiedades del material serán isotrópicas.

Los carbonos pueden depositarse sobre superficies de implantes a partir de un gas de hidrocarburo en un lecho fluidizado a temperatura controlada. La anisotropía, la densidad, el tamaño cristalino y la estructura del carbono depositado puede controlarse a través de la temperatura, composición del gas fluidificante, geometría del lecho y permanencia de las moléculas de gas en el lecho. Todo ello es importante puesto que controla la estructura del depósito y en consecuencia su comportamiento mecánico.

Recientemente, se ha conseguido depositar con éxito carbono pirolítico sobre las superficies de implantes vasculares. Dicho carbono es lo suficientemente delgado como para no impedir la flexibilidad de los injertos y a su vez exhibe una excelente compatibilidad con la sangre. Los carbonos vítreos se elaboran por pirólisis controlada de polímeros tales como fenolformaldehído, rayos y poli-acrilonitrilo a altas temperaturas en ambiente controlado. Este proceso es particularmente útil para hacer fibras

de carbono y tejidos que a su vez se pueden utilizar para elaborar composites. Las propiedades mecánicas de los carbonos, especialmente los pirolíticos, dependen fuertemente de la densidad, de tal manera que aquellas crecen con esta. El grafito y el carbono vítreo poseen unas propiedades mecánicas muy inferiores a las del carbono pirolítico, aunque el módulo elástico de todos ellos es casi el mismo. Se ha considerado así mismo la elaboración de composites de carbono enfibrados con fibras de carbono. Cabe mencionar que la excelente compatibilidad del carbono lo ha hecho.

Circona

Características generales

El óxido de circonio comúnmente conocido como circona, fue descubierto en 1789 por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth quien lo obtuvo a partir del calentamiento de ciertas *gemas* [1]. Desde entonces las circonas han tenido múltiples usos entre los que se pueden señalar:

- pigmentos para materiales cerámicos
- por su buena resistencia al desgaste han sido empleadas para fabricar componentes que operan en ambientes agresivos como el caso de piezas para máquinas de combustión
- por su dureza se han empleado como abrasivos
- por su resistencia a la corrosión y al choque térmico se han empleado como recubrimientos refractarios.
- Por su conductividad iónica a altas temperaturas han resultado ser materiales muy atractivos para fabricar celdas de combustibles y sensores de oxígeno

El interés del uso de las cerámicas de circona como biomaterial radica en su alta estabilidad química y dimensional, su excelente resistencia mecánica y tenacidad a la fractura y el valor del módulo de *Young* del mismo orden de magnitud que las aleaciones de acero inoxidable.

Hasta el presente la aplicación biomédica más importante de estos materiales ha sido en la fabricación de las cabezas femorales que componen las prótesis ortopédicas empleadas en las reconstrucciones totales de cadera, los primeros reportes de utilización de biocerámicas de circona con este fin aparecieron en 1988 [2]. Al principio varias soluciones sólidas fueron ensayadas para aplicaciones biomédicas (ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 - Y_2O_3).

Posteriormente, los mayores esfuerzos en la investigación sobre estos materiales se enfocaron sobre las cerámicas de circona estabilizadas con

itria (ZrO_2 - Y_2O_3) las que se caracterizan por poseer una microestructura de grano fino conocida como circona tetragonal policristalina (*TZP*) que le confiere propiedades mecánicas muy adecuadas para ser empleadas como sustitutos de hueso.

Para una mejor comprensión de las excelentes propiedades mecánicas encontradas para las cerámicas de TZP es necesario profundizar, sin mucho grado de detalles, en la microestructura de los materiales cerámicos de circona.

La circona presenta un polimorfismo en el cual coexisten tres fases cristalinas: monoclinica (M), cúbica (C) y tetragonal (T). La circona pura es monoclinica a temperatura ambiente, siendo esta fase estable hasta los 1170°C. Por encima de esta temperatura se transforma a fase tetragonal y posteriormente a fase cúbica por encima de los 2370°C. Durante el enfriamiento la fase tetragonal se transforma a fase monoclinica en un rango de unos 100°C por debajo de los 1070°C. Esta transformación que tiene lugar durante el enfriamiento está asociada con una expansión del volumen de alrededor de 3-4% [1].

En cerámicas de circona pura sinterizadas en el rango de 1500-1700°C, el esfuerzo generado por esta expansión de volumen origina grietas que provocan la ruptura de las piezas cuando se enfrían, este hecho explica por qué es imposible fabricar piezas cerámicas de circona pura.

La adición de pequeñas cantidades de óxidos estabilizantes tales como, CaO, MgO, CeO_2 , Y_2O_3 a la circona pura permiten obtener materiales multifásicos conocidos como circona parcialmente estabilizadas (*PSZ*). Estos materiales presentan una microestructura a temperatura ambiente compuesta por una matriz cúbica con precipitados monoclinicos y tetragonales.

Garvie *et al.* [3] demostraron que es posible aprovechar la transformación de la fase tetragonal a monoclinica para aumentar la resistencia mecánica y la tenacidad a la fractura de cerámicas de PSZ. Estos autores observaron que los precipitados de fase tetragonal metaestable finamente dispersos en la matriz cúbica son capaces de transformarse a fase monoclinica cuando se elimina el constreñimiento a ellos impuestos por la matriz como es el caso del avance de una grieta en el material. En este caso, el campo de esfuerzos asociado con la expansión debido a la transformación de fases actúa en contra del campo de esfuerzos que promueve la propagación de la grieta. Esto trae como resultado un aumento de la tenacidad del material debido a que la energía asociada con la propaga-

ción de la grieta se disipa tanto en la transformación T-M como en contrarrestar el esfuerzo de compresión debido al aumento de volumen.

El desarrollo de los precipitados tetragonales se puede lograr por la adición de alrededor de un 8 mol% de MgO a la ZrO₂. Esto permite la formación de una microestructura totalmente cúbica a 1800°C y la nucleación dentro de la matriz de la fase tetragonal metaestable durante el enfriamiento y envejecimiento.

Las cerámicas PSZ se pueden obtener también en el sistema ZrO₂-Y₂O₃. Sin embargo, como ya se conoce, en este sistema es posible obtener también cerámicas que a temperatura ambiente presentan solo fase tetragonal (TZP). Este resultado fue reportado por primera vez por Rieth *et al.* [4] y por Gupta *et al.* [5]. Los materiales de TZP contienen aproximadamente 2-3 mol% de Y₂O₃ y están totalmente compuestos por granos tetragonales con tamaños del orden de los cientos de nanómetros. La fracción de fase tetragonal retenida a temperatura ambiente depende del tamaño de los granos, del contenido de itria y del grado de estreñimiento impuesto por la matriz. En la tabla 1 se comparan algunas de las propiedades físicas y mecánicas de cerámicas inertes empleadas en aplicaciones biomédicas.

Aplicaciones biomédicas

El primer reporte relacionado con las aplicaciones biomédicas de cerámicas de circona fue publicado en 1969 por Helmer y Driskell [6] quienes encontraron ausencia total de reacción adversa por parte del tejido óseo receptor al implantar estos materiales en fémur de primates, este resultado fue confirmado posteriormente en otras investigaciones [7,8]. Tomando en consideración el tipo de

interacción de las cerámicas de circona con el tejido óseo estas se han clasificado como materiales bioinertes

Actualmente, teniendo en cuenta que las cerámicas de TZP cumplen con los requisitos exigidos para los materiales de implantes quirúrgicos por la ISO 13356 [9], éstas se han convertido en las preferidas por los fabricantes para la elaboración de las cabezas femorales de circona. Hasta el año 1997 más de 300 000 cabezas femorales de TZP habían sido implantadas y solo se han recibido reportes de dos fracasos [10].

Varios materiales cerámicos de circona además de las ya mencionadas TZP, han sido ensayados para aplicaciones biomédicas, en particular las de Mg-PSZ que se han usado extensivamente con resultados favorables pero a principios de la década de los 90 las investigaciones con este material se detuvieron motivadas por varias razones entre las que se pueden citar:

- El tamaño de grano en el rango de 30-40 mm provoca una porosidad residual que influye negativamente en la velocidad de desgaste de los acetábulos de polietileno de alto peso molecular que son los que normalmente están en contacto con las cabezas femorales de circona.

- Desde el punto de vista tecnológico existe otra limitación, pues las cerámicas de Mg-PSZ requieren para su fabricación temperaturas de sinterización del orden de los 1800°C por lo que se necesitan hornos especiales, a diferencia de las TPZ que necesitan de 1400 °C.

- Se necesita un riguroso control del proceso de enfriamiento para obtener los precipitados con fase tetragonal metaestable.

- Es difícil obtener precursores para la fabricación de Mg-PSZ libres de SiO₂ impureza que promueve

Tabla 1. Propiedades de algunas biocerámicas inertes empleadas en aplicaciones biomédicas

Propiedad	Alúmina	Mg-PSZ	TZP
Composición química	99.9% Al ₂ O ₃	ZrO ₂ + 8-10 mol% MgO	ZrO ₂ + 3 mol% Y ₂ O ₃
Densidad (g cm ⁻³)	3 3.97	5.74-6	> 6
Porosidad (%)	< 0.1	-	< 0.1
Resistencia flexión (MPa)	> 500	450-700	900-1200
Resistencia compresión (MPa)	4100	2000	2000
Módulo Young (GPa)	380	200	210
Tenacidad fract. (K _{IC})(MPa m ⁻¹)	4	Jul-15	07-Oct
Coefficiente exp. térm. (K ⁻¹)	8 x 10 ⁻⁶	7-10 x 10 ⁻⁶	11 x 10 ⁻⁶

la formación de fase monoclinica con la consiguiente disminución de las propiedades mecánicas.

En cuanto a la estabilidad de la fase tetragonal de las cerámicas de zircona en ambiente de humedad (por ejemplo agua o solución salina) no existe un criterio unificado aunque en los últimos tiempos la mayoría de los resultados reportados sostienen que las propiedades mecánicas estáticas de los materiales cerámicos de TZP, después de diferentes períodos en condiciones de humedad, son adecuadas para la fabricación de implantes dentales y ortopédicos.

En estos trabajos se determina la energía de activación del proceso de transformación de la fase tetragonal a monoclinica y los resultados obtenidos han permitido predecir que la resistencia a la flexión de los materiales se debe mantener por 50 años [11,12]. De manera general se puede plantear que la degradación de las cerámicas de TZP en medio húmedo depende de la microestructura del material y puede ser controlada, trabajando sobre los procesos de fabricación del mismo teniendo especial cuidado con la selección de los precursores químicos.

Como se ha mencionado con anterioridad, las cerámicas de TZP se han empleado con mucho éxito como componentes de las prótesis que se colocan en las reconstrucciones totales de cadera pero sus excelentes propiedades mecánicas también las hacen atractivas para ser empleadas en el campo dental además de que presentan color blanco y buena translucidez lo que permite lograr excelentes resultados estéticos sobretodo si se emplean como sustitutos de dientes anteriores. Desde 1997 se han empleado con excelentes resultados conos de zircona TZP denominados ZrO_2 -TZP BIO-HIP^á [13]. Estos conos de zircona se insertan en los conductos radiculares ya preparados y se implantan combinados con calzos que pueden ser también de zircona o de otro material como por ejemplo de vitro-cerámica.

Los ensayos mecánicos realizados a los implantes de zircona, tales como la resistencia a la flexión, la resistencia a la fatiga y la tenacidad a la fractura han demostrado ser superiores a las propiedades de todos los materiales cerámicos empleados hasta ahora en la estomatología.

Antes de concluir es importante señalar que se han ensayado varias vías para conferirle bioactividad a las cerámicas de zircona, entre estas podemos mencionar la que proponen Ferraris *et al.* [14] quienes recubren piezas de PSZ con biovidrios. Los resultados obtenidos demostraron que los biovidrios

empleados presentaron una buena adherencia al sustrato de zircona después de realizados los ensayos de resistencia a la cizalla. La reactividad de los materiales compuestos se demostró después de un mes en contacto con una solución fisiológica simulada (SBF) y la formación de una capa rica en iones calcio y fósforo similar a las que forman los biovidrios por sí solos en estas mismas condiciones de trabajo.

Otra de las variantes empleadas para dotar de bioactividad a las cerámicas de zircona es el denominado método biomimético consistente en preparar la superficie del biomaterial mediante un procedimiento químico con el objetivo de estimular el crecimiento de una capa de fosfato de calcio bioactiva al estar en contacto con una solución de SBF. Uchida *et al.* [15] encontraron la formación de una capa de composición química similar a la apatita en cerámicas de Ce-TPZ/ Al_2O_3 (las siglas Ce-TPZ se refieren a cerámicas de TZP estabilizadas con óxido de cerio) después de una semana en SBF. Estos autores concluyen que el método propuesto es adecuado para preparar implantes bioactivos de Ce-TPZ/ Al_2O_3 .

En este contexto podemos mencionar los resultados que se han alcanzado al intentar mejorar las propiedades mecánicas de cerámicas de hidroxiapatita con partículas de zircona. En algunos casos se ha logrado mejorar las propiedades mecánicas del material compuesto empleando el prensado isostático en caliente (HIP) en la preparación del mismo [16]. En otros, cuando se ha intentado fabricar las cerámicas empleando el prensado uniaxial y la sinterización en aire, al calcio presente en la hidroxiapatita difunde hacia la zircona provocando la desestabilización del retículo apatítico y la estabilización de la fase cúbica en la zircona con la consiguiente disminución de las propiedades mecánicas [17]. Recientemente, se ha logrado obtener materiales compuestos de HA-PSZ, con propiedades mecánicas similares a las que presentan los materiales preparados por HIP, empleando el prensado uniaxial y la sinterización en atmósfera de oxígeno húmedo [18].

Bibliografía

1. **Piconi C., Maccauro, G.**, Zirconia as a ceramic biomaterial, *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
2. **Christel P., Meunier A., Dorlot J-M.**, Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery in: *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*, Ann. NY Acad. Sci., 1988, 523: 234-56.

3. **Garvie R.C., Hannink R.H., Paoe R.T.**, Ceramic steel?, *Nature*, 1975, 258: 703-4.
4. **Rieth P.H., Reed J.S., Naumann A.W.**, Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia, *Bull. Am. Ceram. Soc.*, 1976, 55: 717.
5. **Gupta T.K., Bechtold J.H., Kuznickie R.C., Cadoff L.H., Rossing B.R.**, Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia, *J. Mater. Sci.*, 1978, 13: 1464.
6. **Helmer J.D., Driskell, T.D.**, Research on bioceramics. Symp. on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina (USA): Clemson University, 1969.
7. **Hulbert, S.F., Morrison S.J.**, Klavitter J.J., Tissue reaction to three ceramics of porous and non-porous structures, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1972, 6: 347-74.
8. **Garvie R.C., Urbani C., Kennedy D.R., McNeuer J.C.**, Biocompatibility of magnesia-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics, *J. Mater. Sci.*, 1984, 19: 3224-8.
9. **ISO TC 150/SC 1**. Implants for surgery -ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP), ISO/DIS 13356, 1995.
10. **Hummer C.D., Rothman R.H., Hozack W.J.**, Catastrophic failure of modular zirconia ceramic femoral head components after total hip arthroplasty, *J. Arthr.*, 1995, 10(6): 848-50.
11. **Sato T., Shimada M.**, Control of tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water, *J. Mater. Sci.*, 1985, 20:3899-992.
12. **Sato T., Shimada M.**, Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water, *J. Amer. Ceram. Soc.*, 1985, 68(6): 356-9.
13. **Weber W., Rieger W.**, ZrO₂-TZP in Dentistry - Material, Properties and Applications, *Key Engineering Materials*, 2001, 192-195: 929-32.
14. **Ferraris M., Verné E., Appendino P., Moisescu C., Krajewski A., Ravaglioli A., Piancastelli A.**, Coatings on zirconia for medical applications, *Biomaterials*, 2000, 21: 765-773.
15. **Uchida M., Kim H.-M., Kokubo T., Nawa M., Asano T., Tanaka K., Nakamura T.**, Apatite-forming ability of zirconia / alumina composite induced by chemical treatment, *Key Engineering Materials*, 2001, 192-195: 733-736.
16. **Takagi M., Mochida M., Uchida N., Saito K., Uematsu K.**, Filter cake forming and hot isostatic pressing for TZP-dispersed hydroxyapatite composites, *J. Mater. Sci.: Mater. Med.* 1992, 3: 199-203.
17. **Caetano-Zurita J., Bermúdez O., López-Valero I., Stucchi E.B., Valera J.A., Planell J.A., Martínez S.**, Mechanical behaviour of a hydroxyapatite-zirconia particle composite, In: Andersson O.H., Yli-Urpo A., editors, *Bioceramics 7*, London (UK): Butterworth-Heinemann Publ., 1994, 267-71.
18. **Delgado J.A., Morejón L., Martínez S., Ginebra M.P., Carlsson N., Fernández E., Planell J.A., Clavaguera-Mora M.T., Rodríguez-Viejo J.**, Zirconia-toughened hydroxyapatite ceramic obtained by wet sintering, *J. Mat. Sci.: Mat. Med.*, 1999, 10, 715-719.