

# **BIOMATERIALES (NOTAS DE CLASE)**

**Por:**

**CLAUDIA PATRICIA GARCÍA G.**

**Profesora Asistente  
Departamento de Física  
Facultad de Ciencias**

**Universidad Nacional de Colombia  
Sede Medellín**

UNAL-Medellín



6 4000 00114327 3

**Marzo del 2001**

## TABLA DE CONTENIDO

Introducción	3
Definición	4
Breve reseña histórica	4
Aplicaciones actuales de los biomateriales	5
Materiales inertes y casi inertes	10
Materiales reabsorbibles	11
Materiales bioactivos	11
Cerámicas cristalinas casi inertes	12
Cerámicas porosas	14
Vidrios bioactivos y vitrocerámicos	15
Cerámicas de Fosfato de calcio	24
Fosfatos de Calcio reabsorbibles	24
Materiales de implantes con base Carbón	19
Clasificación de los biomateriales según la naturaleza de los materiales	27
Bibliografía	32

## INTRODUCCIÓN

El tema de los biomateriales ha ido creciendo en interés en los últimos tiempos entre la comunidad académica, sobre todo en aquellos estudiantes que cursan las asignaturas de la línea de profundización en Materiales Cerámicos y Vítreos.

Esta situación motivó mi deseo de publicar unas notas de clase que compilan alguna de la bibliografía consultada por mi en la etapa de preparación de este tema, como uno de los tópicos que se trabajan en la asignatura Ingeniería Cerámica.

Estas notas tienen como objetivo principal, ayudar al estudiante a introducir dentro de su formación el tema de los biomateriales y a motivarlo a que se interese por el, sembrando la inquietud acerca de la gran variedad de disciplinas que este tópico involucra y de la gran cantidad de trabajos de investigación que es posible desarrollar en un área que a la vez, tiene un alto contenido social, dada la utilidad práctica de dichos materiales.

Espero que estas notas sean realmente útiles a los estudiantes que las consulten y constituyan una herramienta de trabajo en presentes y futuras investigaciones que se desarrollan en la sede.

## BIOMATERIALES

### DEFINICIÓN

- ◆ Un biomaterial es un material sin vida usado en un dispositivo destinado a interactuar con sistemas biológicos. En esta definición es necesario definir también biocompatibilidad, que es la capacidad de un material de responder adecuadamente cuando se coloca dentro de una aplicación.
- ◆ Materiales derivados de productos naturales y sintéticos desarrollados para sustituir partes del cuerpo humano que por alguna razón dejaron de funcionar. Estos materiales deben trabajar en contacto íntimo con tejidos vivos con un mínimo de reacciones adversas.
- ◆ Un biomaterial es un material sintético usado para reemplazar parte de un sistema vivo o para funcionar en íntimo contacto con tejido vivo.
- ◆ Una sustancia sistemática y farmacológicamente inerte diseñada para la implantación o la incorporación con sistemas vivos.

### BREVE RESEÑA HISTÓRICA

El uso de materiales extraños como implantes no es nuevo. En la era pre Cristiana, hubo reportes de sustituciones de partes de hueso, dirigidas a reparar daños muy severos sufridos en el cuerpo. En la mitad del siglo XIX, la ciencia había adelantado bastante para reparar partes del cuerpo humano usando materiales extraños. Lamentablemente, el estudio de los materiales propiamente no se había desarrollado y se usaron implantes basados en bronce y cobre, los cuales obviamente fallaron a causa de la corrosión.

El uso de los biomateriales no se volvió práctico hasta la aparición de las técnicas de cirugía ascéptica, desarrollada por Lister en 1860. Los procedimientos de cirugía anteriores a este descubrimiento, involucrara biomateriales o no, fueron generalmente infructuosos a causa de las infecciones. Los problemas de las infecciones tienden a ser mayores en la presencia de biomateriales, dado que los implantes proveen una región inaccesible para las células del sistema inmunológico del cuerpo. Los primeros implantes exitosos, así como una gran proporción de los modernos fueron en el sistema esquelético. Las platinas de hueso fueron introducidas en los años 1900 para ayudar en la fijación de las fracturas. Muchas de esas primeras platinas se quebraban como resultado de un diseño mecánico inapropiado: ellas fueron demasiado delgadas y tenían esquinas donde se concentraban los esfuerzos. También se descubrió que los materiales tales como el acero al

vanadio, los cuales se utilizaban por sus buenas propiedades mecánicas, se corroían rápidamente en el cuerpo. Pronto se realizaron mejores diseños y se utilizaron mejores materiales. En 1930 se introdujo el uso de aceros inoxidable y aleaciones cromo - cobalto, obteniendo con estos grandes éxitos en la fijación de fracturas y se realizó la primera cirugía de reemplazamiento de articulación.

En cuanto a los polímeros, se descubrió que los pilotos de las aeronaves de la II guerra mundial que fueron heridos por fragmentos de la cubierta plástica de los aviones (polimetil metacrilato PMMA), no sufrieron reacciones crónicas adversas por la presencia de los fragmentos en el cuerpo. El PMMA se usó ampliamente después de la II guerra mundial para reemplazamiento de córnea y de secciones del hueso del cráneo.

Siguiendo los avances en materiales y en técnicas quirúrgicas, se produjeron reemplazamientos de válvulas del corazón y de articulaciones cementadas en 1960.

### **Aplicaciones actuales de los biomateriales**

Hoy en día los biomateriales se usan en aplicaciones tales como:

- **Válvulas cardiacas artificiales:** Son fabricadas en Carbono, Metal, Polímeros o a partir de válvulas naturales (de cerdo) o de otros tejidos pretratados para reducir la actividad inmunológica y aumentar la durabilidad.
- **Prótesis de cadera:** Un reemplazamiento total del hueso de la cadera está generalmente ligada a dolencias reumatológicas y degenerativas que conllevan un desgaste de la articulación natural con pérdida de la movilidad. Una prótesis de cadera tiene componentes fabricados en varios materiales que incluyen ligas de titanio en aceros inoxidable, cerámicos, composites y polietileno de alto peso molecular. La vida media de estos implantes es de 10 a 15 años, tendientes a aumentar a 20 años.
- **Implantes dentales:** La implantología oral fue revolucionada con las ligas de titanio. Los implantes forman una raíz artificial del diente la cual se fija a una corona. El titanio implantado debe evitar la invasión de bacterias a través de la saliva y debe garantizar una unión perfecta con el hueso maxilar o mandibular. Así mismo es importante la resistencia al desgaste y la corrosión.
- **Lentes intraoculares.** Este tipo de lentes se usa para sustituir la lente natural que se torna turbia con las cataratas

- Cerámicas cicatrizantes y reconstituyentes de piel obtenidas a partir de zeolitas enriquecidas con Ca y Zn
- Dispositivos especiales para suministrar medicamentos como por ejemplo la quimioterapia que así tiene la posibilidad de aplicarse sobre el área que la necesita directamente y evita el daño de células no afectadas en otras partes del cuerpo
- Implantes de metales recubiertos por vidrios bioactivos que por un lado conservan las propiedades mecánicas del metal y por otro lado mejoran la bioactividad en la unión con el tejido vivo.

Otros ejemplos de los biomateriales pueden observarse en la Tabla 1.

**Tabla 1. Usos de los biomateriales**

AREA PROBLEMA	EJEMPLOS
Reemplazamiento de partes dañadas o enfermas	Articulación de la cadera artificial Máquina de diálisis del riñón
Ayudar a la cicatrización	Suturas, platinas y tornillos en los huesos
Mejorar funciones	Marcapasos cardiacos, lentes de contacto
Corregir funciones anormales	Columna vertebral de Harrington
Corregir problemas cosméticos	Aumento de los senos o cadera
Ayudar al diagnóstico	Sondas y catéteres
Ayudar al tratamiento	Cateteres y drenajes

Dadas las aplicaciones, los biomateriales deben tener las siguientes características:

- ♦ Ser biocompatibles, o sea que no produzcan respuestas tóxicas o inmunológicas adversas (no ser tóxico o cancerígeno)
- ♦ Inercia y estabilidad química y biológica
- ♦ Propiedades mecánicas adecuadas
- ♦ Peso y densidad adecuados
- ♦ Costo relativamente bajo, ser reproducible y de fácil producción
- ♦ Estimular reacciones biológicas favorables en relación con sus funciones de uso

El estudio de los biomateriales requiere necesariamente un trabajo interdisciplinario, ya que el desarrollo de un biomaterial incluye varias etapas, desde la formulación de la idea, su implementación, hasta la sustitución de una pieza dada en un paciente. Este desarrollo requiere de médicos, científicos de materiales, ingenieros, químicos de polímeros, ceramistas, además de un componente empresarial, de mercadeo, de derecho, de verificación de cualidades, especificaciones normativas, etc.

Una componente importante es la ética, ya que se involucran:

- ◆ El uso de modelos animales. Requiere justificación en cada caso ya que de cualquier forma se trata del sacrificio de un ser vivo
- ◆ La experimentación en humanos, en la que se deben minimizar los riesgos para el paciente y establecer una buena relación riesgo - beneficio

Ningún material es efectivo para todas las aplicaciones biomateriales. Las cerámicas, los vidrios y los vitrocerámicos (que son los que se tratarán a continuación), se usan generalmente para reemplazar o reparar tejidos duros conectivos musculoesqueléticos. Su uso depende de lograr una unión estable con el tejido conectivo. Las cerámicas basadas en carbón son también usadas para reemplazar válvulas cardiacas, donde la resistencia al fluido sanguíneo y a la fatiga mecánica son características esenciales

El mecanismo de unión está íntimamente relacionado con el tipo de respuesta del tejido a la interfase del implante. Ningún material implantado es completamente inerte. Todos los materiales producen una respuesta de los tejidos vivos. Son posibles cuatro tipos de respuestas, como puede observarse en la Tabla 2

**Tabla 2. Respuestas de los tejidos vivos ante los implantes de diferentes materiales**

CARACTERÍSTICAS DEL MATERIAL IMPLANTADO	RESPUESTA DEL TEJIDO
Tóxico	Muerte del tejido alrededor
No tóxico, biológicamente inactivo	Forma tejido fibroso de variable espesor
No tóxico, bioactivo	Forma uniones interfaciales
No tóxico, soluble	Material que reemplaza tejido alrededor

Los diferentes tipos de respuestas de los tejidos vivos, permiten cuatro diferentes maneras de fijar las prótesis al sistema musculoesquelético. La Tabla 3 resume los mecanismos con ejemplos.

**Tabla 3. Mecanismos de unión de una prótesis con el tejido vivo**

TIPO DE UNIÓN	EJEMPLO
Densa, no porosa, casi una unión cerámica inerte, por crecimiento del hueso dentro de las irregularidades de la superficie o por cementación del dispositivo dentro de los tejidos, por presión adecuada dentro de un defecto o por la vía de uniones cocidas (fijación morfológica)	$Al_2O_3$ (Cristal simple y policristalino) LTI (Carbón isotrópico de baja temperatura)
Para implantes inertes, porosos, ocurren intercrecimientos del hueso, los cuales unen mecánicamente el hueso a los materiales (fijación biológica)	$Al_2O_3$ (Policristalina) Metales porosos cubiertos de hidroxiapatita
Densa, no porosa, cerámicas con superficies reactivas, vidrios y vitrocerámicos ligados directamente por uniones químicas con el hueso (fijación bioactiva)	Vidrios bioactivos Vitrocerámicas bioactivas Hidroxiapatita
Densa, no porosa (o porosa). Cerámicas reabsorbibles son diseñadas para ser lentamente reemplazadas por el hueso	Sulfato de calcio Fosfato Tricálcico Sales de fosfato de calcio

La figura 1 muestra una comparación de la actividad química relativa de los diferentes tipos de biocerámicas, vidrios y vitrocerámicos.



Figura 1. Velocidades relativas de bioreactividad para materiales de implantes cerámicos. A, Biovidrio 45S5. B, Ceravital KGS. C, biovidrio 55S4. D, Vitrocerámico A/W, E, hidroxiapatita. F, Ceravital KGX. G, Nitruro de Silicio y Alúmina

La reactividad relativa se correlaciona muy de cerca con la velocidad de formación de una unión interfacial entre el cerámico, vidrio o vitrocerámico con el hueso, como se ilustra en la figura 2.

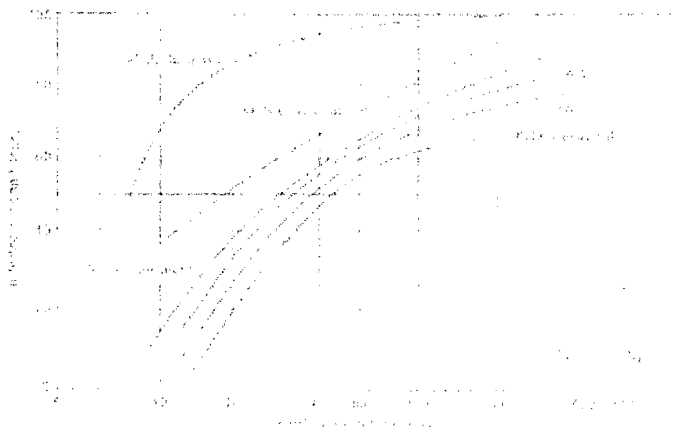


Figura 2. Tiempo de formación de unión con el hueso para los materiales mostrados en la figura 1

La reactividad relativa se correlaciona muy de cerca con la velocidad de formación de una unión interfacial entre el implante de cerámica, vidrio o vitrocerámico con el hueso.

Cuando los biomateriales son casi inertes y la interfase no es unida química o biológicamente, hay movimiento relativo y desarrollo progresivo de una cápsula fibrosa en tejidos blandos y duros. La presencia de movimiento en la interfase biomaterial - tejido, eventualmente conlleva al deterioro en la función del implante o en la interfase del tejido, o ambas. El espesor de la cápsula no

adherente varía dependiendo tanto del material como de la superficie de movimiento relativo.

### **Materiales inertes y casi inertes**

Se denomina material inerte o casi inerte aquel que no sufre ningún cambio químico evaluable después de un tiempo prolongado de contacto en el medio biológico. Un ejemplo típico de este material es la Alúmina.

El tejido fibroso en la interfase de los implantes de Alúmina densa es muy delgado. De aquí que si el dispositivo de Alúmina se implanta con un acceso mecánico muy hermético y se trabaja principalmente a compresión es exitoso. Por el contrario, si un implante casi inerte se carga de tal manera que puede ocurrir el movimiento interfacial, la cápsula fibrosa se puede volver varios cientos de micrómetros de delgada y el implante puede perderse muy pronto.

El concepto detrás de materiales microporosos casi inertes es el intercrecimiento de tejido dentro de poros sobre la superficie ó a través del implante. El incremento del área interfacial entre el implante y el tejido resulta en un incremento de la resistencia inercial al movimiento del dispositivo en el tejido. La interfase se establece por el tejido vivo en los poros. Consecuentemente este método de unión es frecuentemente denominado Fijación biológica. Es capaz de resistir estados de esfuerzo más complejos que los implantes con fijación morfológica. La limitación asociada con implantes porosos, sin embargo, es que debido al tejido que permanece vivo y saludable es necesario que los poros sean más grandes que 50 a 150  $\mu\text{m}$ . La gran área interfacial requerida por la porosidad es debido a la necesidad de proveer un suministro de sangre al tejido conectivo del intercrecimiento: en tejidos vasculares no se presentan poros menores que 100  $\mu\text{m}$  de tamaño. Si el micromovimiento ocurre en la interfase de un implante poroso, el tejido se daña, el suministro de sangre se interrumpe, el tejido puede morir, pueden ocurrir inflamaciones y la estabilidad interfacial se puede destruir. Cuando el material es un metal un incremento en el área superficial puede proveer un foco de corrosión del implante y una pérdida de iones metálicos dentro de los tejidos. Esto se puede solucionar usando un material cerámico bioactivo tal como el hidroxiapatito como una cubierta sobre el material poroso. La fracción de gran porosidad en algún material también degrada el esfuerzo del material proporcional a la fracción de volumen de la porosidad. Consecuentemente, esta aproximación para solucionar la estabilidad interfacial es mejor cuando se usa como cubiertas o cuando se usa relleno de espacios vacíos en tejidos.

### **Materiales reabsorbibles**

Se considera reabsorbible el material que al ser implantado, se disuelve gradualmente en los fluidos y tejidos corporales. Son diseñados para degradar gradualmente en un periodo de tiempo y ser reemplazados por el tejido huésped natural. Esto significa un espesor interfacial muy delgado. Esta es la solución óptima de los problemas de los biomateriales, si los requerimientos de esfuerzo y desempeño en el corto tiempo se pueden alcanzar. Tejidos naturales se pueden reparar por si mismos y son gradualmente reemplazados a través de la vida. De ahí que los biomateriales reabsorbibles se basan en los mismos principios de reparación que han evolucionado sobre millones de años. Complicaciones en el desarrollo de biocerámicos reabsorbibles son :

- Mantenimiento del esfuerzo y la estabilidad de la interfase durante el periodo de degradación y reemplazamiento por el tejido huésped natural
- Igualdad en las velocidades de absorción y reparación de los tejidos del cuerpo. Algunos materiales se disuelven demasiado rápidamente y otros demasiado lentamente.
- Debido a que grandes cantidades de material puede ser reemplazado, es también esencial que un biomaterial reabsorbible consista solo de sustancias aceptables metabólicamente.

Materiales cerámicos de fosfato cálcico particulado o poroso tales como Fosfato tricálcico (TCP) son materiales exitosos para reemplazamientos de tejidos duros reabsorbibles cuando se aplican bajas cargas sobre el material.

### **Materiales bioactivos**

Otra aproximación para resolver problemas de uniones interfaciales es el uso de materiales bioactivos. El concepto de material bioactivo es intermedio entre reabsorbible y bioinerte. Se considera material bioactivo, aquel capaz de interactuar directamente con el medio biológico, en ausencia de una interfase de naturaleza diferente a la del tejido en que es implantada, o sea que es aquel que produce una respuesta biológica específica en la interfase, la cual resulta en la formación de una unión entre los tejidos y el material. Este concepto ha sido expandido para incluir un gran número de materiales bioactivos con un amplio rango de velocidades de unión y de espesor de las capas interfaciales de unión. Ellos incluyen vidrios bioactivos tales como el Biovidrio, vitrocerámicos bioactivos tales como el Ceravital A / W o vitrocerámicas maquinables , hidroxiapatito denso tal como el Durapatito o Calcitita, o compuestos

bioactivos tales como Palavital o Biovidrios reforzados con fibras de acero. Todos los materiales bioactivos arriba mencionados forman una unión interfacial con el tejido adyacente. Sin embargo, dependiendo del tiempo de la unión, su resistencia, mecanismo y espesor de la zona de unión difiere para varios materiales.

Relativamente pequeños cambios en la composición de un biomaterial pueden afectar dramáticamente, bien si es bioinerte, reabsorbible o bioactivo.

### **Cerámicas cristalinas casi inertes**

$Al_2O_3$  de alta densidad y alta pureza (>99.5%) se usa en prótesis de cadera e implantes dentales debido a su combinación de excelente resistencia a la corrosión, buena compatibilidad, alta resistencia al uso y alta resistencia al esfuerzo. Aunque algunos implantes dentales son zafiros monocristalinos, la mayoría de los instrumentos de Alúmina son Alúmina policristalina de grano muy fino producida por presión y sinterización a temperaturas entre 1600 y 1700 °C. Una muy pequeña cantidad de Magnesia (MgO) se usa como aditivo para sinterizar y limitar el crecimiento del grano durante la sinterización. La resistencia al esfuerzo, a la fatiga y a la fractura de la  $\alpha$  Alúmina policristalina, son función del tamaño de grano y la pureza. Alúmina con un promedio de tamaño de grano menor que 4  $\mu m$  y mayor que 99.7 % de pureza, exhibe buena resistencia a la presión y a la compresión. Esas y otras propiedades físicas se resumen en la Tabla 4. Pruebas extendidas han mostrado que los implantes de alúmina que satisfacen o exceden las normas ISO tienen excelente resistencia dinámica y a la fatiga del impacto y también resisten el crecimiento de la fractura subcrítica. Un incremento en el tamaño de grano promedio al mayor a 7  $\mu m$  puede hacer decrecer las propiedades mecánicas alrededor del un 20 %. Se deben evitar adiciones altas de aditivos de sinterización debido a que se retienen en los bordes de los granos y degradan la resistencia a la fatiga.

**Tabla 4 Características Físicas de biocerámicas de  $Al_2O_3$**

	CERÁMICAS DE ALTA ALÚMINA	STANDARD ISO 6474
Contenido de Alúmina %	< 99.8	≥ 99.50
Densidad, g/cm <sup>2</sup>	> 3.93	≥ 3.90
Tamaño de grano promedio μm.	3 -6	< 7
Dureza Vickers	2300	> 2000
Rugosidad de la superficie (R <sub>a</sub> ), μm	0.02	...
Resistencia a la compresión Mpa (ksi)	4500 (653)	...
Adherencia Mpa (ksi) (después de probarlo en solución de Ringer)	550 (80)	400(58)
Modulo de Young, Gpa (psi x 10 <sup>6</sup> )	380 (55.2)	...
Toughness, fractura (K <sub>IC</sub> ), Mpa. m <sup>1/2</sup> (ksi in <sup>1/2</sup> )	5-6 (4.5 - 5.5)	...

Existen métodos para predecir el tiempo de vida y diseños estadísticos para probar las cerámicas que soportan carga. Aplicaciones de esas técnicas muestran que los límites de carga de las prótesis específicas se pueden fijar para un dispositivo de alúmina en la resistencia a la flexión del material y su ambiente de uso. Se han predicho tiempos de vida de 30 años a 12000 N de carga. Resultados de estudios de envejecimiento y fatiga muestran que es esencial que los implantes de alúmina sean producidos bajo los mas altos estándares de garantía de calidad, especialmente si ellos se van a usar en prótesis ortopédicas en pacientes jóvenes.

La alúmina se ha usado en cirugía ortopédica por cerca de 20 años motivado principalmente por dos factores :

- Excelente biocompatibilidad y formación en cápsulas muy delgadas lo que permite la fijación con menos cemento de la prótesis
- Excepcionalmente bajo coeficiente de fricción y velocidad de consumo.

Las excelentes propiedades tribológicas (fricción y consumo) de la alúmina sólo se presentan cuando los granos son muy pequeños (<4μm) y tienen muy estrecha distribución del tamaño de grano.

Las superficies de Alúmina sobre Alúmina que soportan carga tales como en las prótesis de cadera, deben tener un muy alto grado de esfericidad, por desgaste y pulida de las dos superficies acopladas. Una bola y una cuenca de Alúmina en una prótesis de cadera son pulidas juntas y usadas como un par. El alto coeficiente de fricción de una unión Alúmina - Alúmina decrece con el tiempo y se aproxima al valor de una unión normal. Esto conlleva a que el desgaste de superficies de articulación de alúmina sobre alúmina sean cerca de 10 veces más bajas que las superficies metal - polietileno. (Ver figura 3)

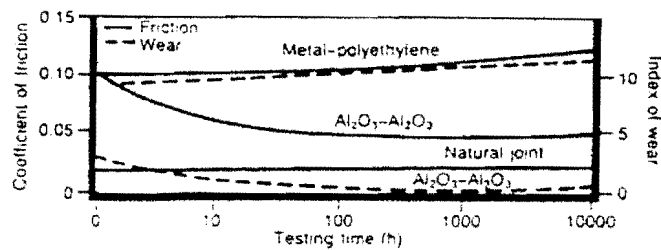


Figura 3. Fricción y uso de una unión de cadera alúmina - alúmina comparada con una prótesis metal - polietileno y una unión natural probada in vivo

Otras aplicaciones clínicas de la alúmina incluyen: prótesis de rodillas, tornillos de huesos, cadenas alveolares y reconstrucciones maxilofaciales, sustitutos de huesos occipitales, keratoprótesis (reemplazamientos de cornea), reemplazamientos de huesos segmentales e implantes postdentales.

### Cerámicas porosas

La ventaja potencial ofrecida por un implante de cerámica porosa es que son menos inertes combinada con la estabilidad mecánica de la interface altamente intercrecida desarrollada cuando los huesos crecen dentro de los poros de la cerámica. Sin embargo, requerimientos mecánicos de las prótesis restringen severamente el uso de cerámicas porosas de baja resistencia a aplicaciones que no soportan carga. Algunos autores han mostrado que cuando el sometimiento a carga no es un requerimiento primario, cerámicas porosas casi inertes pueden proveer un implante funcional. Cuando el tamaño de los poros excede los 100  $\mu\text{m}$ , el hueso crecerá dentro de los canales de poros interconectados cerca a la superficie y mantener su vascularidad y una viabilidad de larga vida. De esta

forma, el implante sirve como un puente estructural y un modelo de andamio para la formación de hueso. La microestructura de ciertos corales sirven como un casi ideal material de investidura para el colado de estructuras con un tamaño de poro altamente controlado. White et al, desarrolló un proceso para duplicar la microestructura porosa de los corales que tienen un alto grado de uniformidad de poro e interconexión. El primer paso es maquinarse el coral con la microestructura apropiada en la forma deseada. El coral más apropiado es Porites, con poros dentro del rango de tamaño de 140 a 160  $\mu\text{m}$ , con todos los poros interconectados. Otro coral interesante es la Goniopora, con un tamaño de poro más grande, entre 200 y 1000  $\mu\text{m}$ . La forma del coral maquinado se quema para eliminar el  $\text{CO}_2$  de la calcita, formando calcia (CO), mientras se mantiene la microestructura del coral original. La estructura del CaO sirve como un material de investidura para formar el material poroso. Después de que el material deseado es colado dentro de los poros, la CaO se remueve fácilmente del material, disolviéndola en HCl diluido.

La principal ventaja de este proceso es que el tamaño de los poros y las microestructuras son uniformes y controladas y hay completa interconexión de los poros. Los materiales de reemplazamiento que se han usado para implantes de huesos son  $\alpha$  Alúmina, Dióxido de Titanio, Fosfatos de Calcio, Poliuretano, Silicona, Polimetil metacrilato (PMMA) y aleaciones a base de cobalto. De estos, los Fosfatos de Calcio son los más aceptados.

Las superficies de cerámicas porosas también pueden ser preparadas mezclando metales solubles o partículas de sal dentro de la superficie o usando un agente espumante tal como  $\text{CaCO}_3$ , el cual involucra gases durante el calentamiento. El tamaño del poro y la estructura se determina por el tamaño y la forma de las partículas solubles que son subsecuentemente removidas con un ácido disponible. La capa superficial porosa producida por esta técnica es parte integral de la fase cerámica densa subyacente. Los materiales porosos son más débiles que las formas densas equivalente en proporción al porcentaje de porosidad. Además en los materiales porosos, se expone mayor área superficial, de ahí que los efectos del ambiente sobre el decrecimiento de la resistencia se vuelve mucho más importante en los materiales porosos que en los densos.

### **Vidrios bioactivos y vitrocerámicos**

Ciertas composiciones de vidrios, cerámicos, vitrocerámicos y composites se han usado para unir huesos. Estos materiales se conocen como cerámicas bioactivas. Algunas composiciones de vidrios bioactivos algo más

especializadas, unirán tejidos suaves así como huesos. Una característica de los vidrios bioactivos es que con el tiempo ocurre una modificación cinética de la superficie del implante. La superficie forma una capa de hidroxiapatita biológicamente activa que provee la interfase de unión con los tejidos.

Los materiales que son bioactivos desarrollan una interfase adhesiva con los tejidos que resiste fuerzas mecánicas sustanciales. En muchos casos, la resistencia interfacial de adhesión es equivalente o mayor que la resistencia cohesiva del material del implante o del tejido unido al implante bioactivo.

**Vidrios :** La unión de un hueso, inicialmente se demostró con vidrios que contenían Sílice ( $\text{SiO}_2$ ), Sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), Calcio y óxido de Fósforo ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ). Hubo tres características especiales en esos vidrios que los distinguen de los vidrios de sílice, soda y calcio :

- Menos del 60% mol de  $\text{SiO}_2$
- Alto contenido de  $\text{Na}_2\text{O}$  y  $\text{CaO}$
- Alta relación  $\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5$

Esas características composicionales hacen la superficie altamente reactiva cuando se expone a un medio acuoso. Muchos vidrios de sílice bioactivos se basan en la fórmula llamada "45S5" que significa 45% en peso de  $\text{SiO}_2$  y relación molar 5 :1 de  $\text{CaO} / \text{P}_2\text{O}_5$ . Vidrios con relaciones molares más bajas de  $\text{CaO} / \text{P}_2\text{O}_5$  no unen huesos. Sin embargo, sustituciones en la 445S5 de 5 a 15% en peso de óxido de Boro ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ) por  $\text{SiO}_2$  o 12.5% en peso de fluoruro de Calcio ( $\text{CaF}_2$ ) por  $\text{CaO}$  o "ceramiando", las composiciones de varios vidrios bioactivos para formar vitrocerámicos, no tienen efectos medibles en la habilidad del material para formar una unión en el hueso. Sin embargo, la adición de al menos 3% en peso de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  a la fórmula 445S5 evita uniones.

**Vitrocerámicos :** Groose et al han mostrado que un rango de vitrocerámicos silíceos bioactivos de bajo álcalis (0-5% en peso Ceravital) también une los huesos. Ellos encuentran que pequeñas adiciones de alúmina, tantalio, titanio o circonio inhiben la unión del hueso. Un vitrocerámico silicofosfatado de dos fases compuesto de cristales de apatito ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH},\text{F}_2)$ ) y wollastonita ( $\text{CaOSiO}_2$ ) y una matriz vítrea de sílice residual llamada vitrocerámico A/W, también se une con el hueso. Adición de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o  $\text{TiO}_2$  al vitrocerámico A/W inhibe uniones de hueso, mientras que la incorporación de una segunda fase de fosfato, B-withlockite ( $3\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ ) no lo hace.

Otro fosfosilicato bioactivo multifase que contiene flogopita [ $(\text{Na},\text{K})\text{Mg}_3(\text{AlSi}_3\text{O}_{10})\text{F}_2$ ] y cristales de apatito, une huesos aún cuando la  $\text{Al}_2\text{O}_3$

esté presente en la composición. Sin embargo, los iones de  $Al^{+3}$  se incorporan dentro de la fase cristalina y no altera la cinética de la reacción de la superficie del material. Composiciones de esos vidrios y vitrocerámicos bioactivos se comparan en la tabla 5.

Superficies características de vidrios y vitrocerámicos bioactivos forman una película protectora dual rica en  $CaO$  y  $P_2O_5$  sobre la parte superior de una película rica en  $SiO_2$  y pobre en álcalis. Cuando los cationes multivalentes tales como  $Al^{+3}$ ,  $Fe^{+3}$ , o  $Ti^{+4}$  están presentes, en el vidrio o en la solución, se forman múltiples capas sobre el vidrio cuando se excede cada complejo catiónico. Esto conlleva a formación de una superficie donde no se adhiere tejido.

Una ecuación general describe la proporción completa del cambio de las superficies del vidrio y da origen a las proporciones de reacción interfacial y a la dependencia del tiempo de los perfiles de uniones hueso. La proporción de la reacción  $R$  depende de al menos 5 términos (para un vidrio de una fase simple). Para cerámicas policristalinas, o vitrocerámicas, los cuales tienen varias fases en sus microestructuras, cada fase tendrá una velocidad de reacción característica,  $R_i$ , la cual debe ser multiplicada tantas veces su fracción areal expuesta al tejido en orden de describir la cinética completa de la unión:

$$R = \underbrace{-k_1 t^{0.5}}_{\text{Etapa 1}} - \underbrace{k_2 t^1}_{\text{Etapa 2}} + \underbrace{k_3 t^{1.0}}_{\text{Etapa 3}} + \underbrace{k_4 t^y}_{\text{Etapa 4}} + \underbrace{t_5}_{\text{Etapa 5}}$$

Ecuación 1

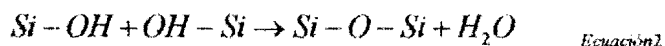
El primer término describe la velocidad de extracción del álcalis del vidrio y es llamada Etapa 1 de la reacción. En esta etapa de ataque inicial o primaria es un proceso que involucra el intercambio iónico entre los iones álcalis del vidrio y los iones de hidrógeno de la solución, durante el cual los constituyentes remanentes del vidrio no se alteran. Durante la etapa 1 la velocidad de extracción del álcalis del vidrio es de carácter parabólico.

La etapa 2 es una disolución de la red interfacial por la cual las uniones siloxanas se rompen, formando una gran concentración de grupos silanol en la superficie. La cinética de la etapa 2 es lineal. Un vidrio reabsorbible experimenta una combinación de ataques de la etapa 1 y 2.

**Tabla 5. Composición y estructuras de vidrios bioactivos y vitro-cerámicos**

Material Constituyente	Biovidrio 45S5	Biovidrio 45S5 F	Biovidrio 45S5, 4F	Biovidrio 40S5 B5	Biovidrio 52S4, 6	Biovidrio 55S4, 3	Ceravital KGC	Ceravital KGS	Ceravital KGy21 3	A-W-GC	MB-GC
SiO <sub>2</sub>	45	45	45	40	52	55	4602	46	38	34.2	19-52
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	6	6	6	6	6	6	...	...	...	16.3	4-24
CaO	24.5	12.25	14.7	24.5	21	19.5	20.2	33	31	44.9	9-3
Ca(PO <sub>3</sub> ) <sub>2</sub>	...	...	...	...	...	...	22.5	16	13.5	...	...
CaF <sub>2</sub>	...	12.25	9.8	...	...	...	...	...	...	0.5	...
MgO							2.9			4.6	5-15
Na <sub>2</sub> O	24.5	24.5	24.5	24.5	21	19.5	4.8	5	4	...	3-5
K <sub>2</sub> O	...	...	...	...	...	...	0.4	...	...	...	3-5
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	...	...	...	...	...	...	...	...	7	...	12-33
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	...	...	...	5	...	...	...	...	...	...	...
Ta <sub>2</sub> O <sub>3</sub> /TiO <sub>2</sub>									6.5		
Estructura	Vidrio	Vidrio	Vidrio	Vidrio	Vidrio	...	Vitroc erámico	Vitroc erámico	...	Vitroc erámico	Vitroc erámico

Las etapas 3 y 4 resultan en una superficie del vidrio con una película protectora dual. El espesor de las capas secundarias puede variar considerablemente, desde tan pequeñas como 0,01 µm para capas ricas en Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - SiO<sub>2</sub> sobre vidrios inactivos hasta tan grandes como 30 µm para capas ricas en CaO - P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> sobre vidrio bioactivos. La formación de películas duales se deben a la combinación de la repolimerización de SiO<sub>2</sub> sobre la superficie del vidrio (Etapa 3) por la condensación de los silanoles (Si-OH) formados en las etapas 1 y 2. Por ejemplo:



La etapa 3 protege la superficie del vidrio. La reacción de polimerización contribuye al enriquecimiento en SiO<sub>2</sub> en la superficie característico de vidrios de uniones de huesos. Esto se describe por el tercer término en la

ecuación 1. Esta reacción es controlada en la interfase con una dependencia del tiempo de  $+K_3t^{1.0}$ . El espesor interfacial de los vidrios más reactivos es debido a esta reacción. El cuarto término de la ecuación 1,  $+K_4t^y$  (etapa 4), describe la precipitación de una película de fosfato de calcio amorfo la cual es característica de vidrios bioactivos. En la etapa 5, la película de fosfato de calcio amorfo cristaliza para formar cristales de hidroxiapatito. Los iones de calcio y fosfato en el vidrio o vitrocerámico, provee los sitios de nucleación para la cristalización. Los aniones de carbonato ( $CO_3^{2-}$ ) se sustituyen por un H en la estructura del cristal de apatito para formar un apatito hidroxia-carbonatado (HCA) similar al encontrado en los huesos vivos. La incorporación de fluoruro de calcio ( $CaF_2$ ) en el vidrio resulta en la incorporación de iones fluoruro en el apatito, resultando en un fluorapatito hidroxycarbonatado el cual iguala el esmalte dental. La cristalización de HCA ocurre alrededor de fibrillas de colágeno presentes en la interfase del implante y resulta en una unión interfacial.

Para que un material sea bioactivo y forme una unión interfacial, la cinética de la reacción en la ecuación 1 y especialmente las velocidades de las etapas 4 y 5, deben equiparar las velocidades de biom mineralización que normalmente ocurren en vivo. Si las velocidades en la ecuación 1 son demasiado rápidas, el implante es reabsorbible; si las velocidades son demasiado lentas, el implante es no bioactivo.

Cambiando la cinética de la reacción composicionalmente controlada (Ecuación 1), las velocidades de formación de tejido duro en la interfase de un implante bioactivo pueden ser alteradas; de aquí que el nivel de bioactividad de un material  $t_{0.5bb}$  se puede relacionar en el tiempo por más del 50% de la interfase a ser unida: Índice de bioactividad,  $I_B = (100/t_{0.5bb})$ . Es necesario imponer un criterio de 50% de unión para un índice de bioactividad ya que la interfase entre un implante y el hueso es irregular. La concentración inicial de células en la interfase varía en función del vidriado del implante y la condición del defecto de unión. Consecuentemente, todos los implantes bioactivos requieren un período de incubación antes de que el hueso una. Este período de incubación varía en un amplio rango dependiendo de la composición.

Los implantes bioactivos con valores de  $I_B$  intermedios no desarrollan una unión de tejido blando estable; en vez de esto, la interfase fibrosa progresivamente mineraliza para formar hueso. Consecuentemente, parece haber un límite crítico cuya bioactividad es restringida para una unión de hueso estable.

Dentro del límite crítico, la bioactividad incluye tanto hueso estables como uniones de tejido suave dependiendo de las células progenitoras en contacto con el implante.

El espesor de la zona de unión entre un implante bioactivo y el hueso es proporcional al índice de bioactividad  $I_B$ . La resistencia a la falla de una unión fijada bioactivamente parece ser inversamente proporcional al espesor de la zona de unión. Por ejemplo, el biovidrio 45S5 con un  $I_B$  muy alto desarrolla una capa gel de unión de 200  $\mu\text{m}$  de espesor la cual tiene una relativamente baja resistencia a la cizalla. En contraste, el vitrocerámico A/W, con un  $I_B$  intermedio, tiene una interfase de unión en el rango de 10 a 20  $\mu\text{m}$  y una muy alta resistencia a la cizalla. De aquí que la resistencia de la unión interfacial parecer ser óptima para valores de  $I_B \approx 4$ . Sin embargo es importante reconocer que el área interfacial para la unión depende del tiempo. En consecuencia, la resistencia interfacial es dependiente del tiempo y es una función de factores morfológicos tales como el cambio en el área interfacial con el tiempo, la mineralización progresiva de los tejidos interfaciales y el incremento resultante del módulo de elasticidad de la unión interfacial así como la resistencia a la cizalladura por unidad de área unida. Una comparación del incremento en la resistencia de la unión interfacial de la fijación bioactiva de implantes unidos al hueso con otros tipos de fijación se da en la figura 4.

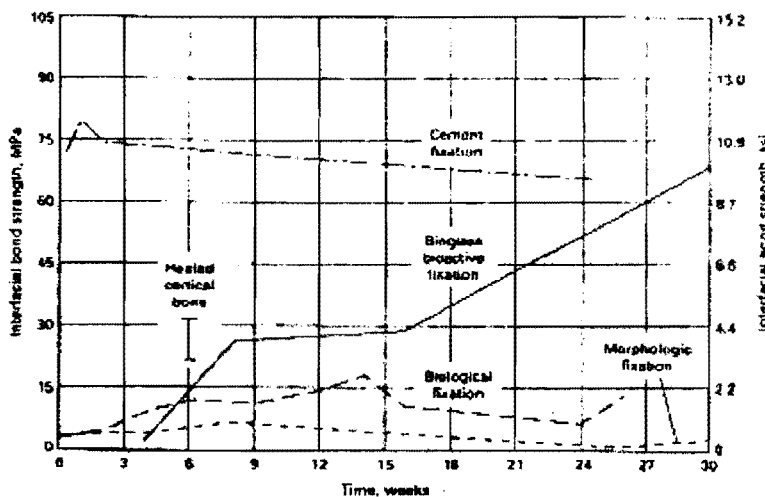


Figura 4. Dependencia del tiempo de la resistencia de la unión interfacial de varios sistemas de fijación en el hueso.

Aplicaciones clínicas de vidrios bioactivos y vitrocerámicos bioactivos se muestran en la tabla 6. Los ocho años de uso exitoso del vitrocerámico ceravital en cirugías del oído medio es especialmente alentador como son los 4 años de uso del vitrocerámico A/W en cirugía vertebral y los 5 a los de uso del biovidrio 4555 en el mantenimiento de la dorsal endoseosa.

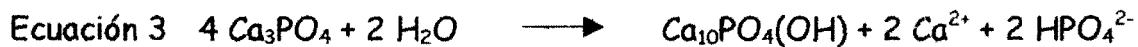
### Cerámicas de Fosfato de calcio

Los bicerámicos de base fosfato de calcio, se han usado en medicina y odontología por cerca de 20 años. Las aplicaciones incluyen implantes dentales, tratamientos periodontales, aumento del resalto alveolar ortopedia, cirugía maxilofacial y otolaringología. (Tabla 5). Se usan diferentes fases de cerámicos de fosfato de calcio dependiendo si se desean materiales reabsorbibles o bioactivos.

Tabla 6. Usos actuales de biocerámicos

APLICACIÓN	MATERIALES USADOS
Aplicaciones ortopédicas que soportan cargas	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Revestimientos para uniones químicas (prótesis ortopédicas, dentales y maxilares)	HA, vidrios de superficie activa y vitrocerámicos
Implantes dentales	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , HA, vidrios de superficie activa
Aplicaciones otorrinolaringológicas	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , HA, Vidrios de superficie activa y vitrocerámicos
Tendones artificiales y ligamentos	PLA (Composites fibrosos de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) - Carbón
Revestimientos para intercrecimientos de tejidos (prótesis cardiovasculares ortopédicas, dentales y maxilofaciales)	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Rellenos temporales de espacios de huesos	Salas de fosfato trisódico, Calcio y Fosfato
Reconstrucción maxilofacial	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , HA, Composites de HA - PLA, Vidrios de superficie activa.
Dispositivos de acceso percutáneo	Vitrocerámicos bioactivos
Dispositivos de fijación ortopédica	Fibras PLA-Carbón, fibra de vidrio de base PLA - Calcio / fosforoso.

Las fases estables de cerámicos de Fosfato de calcio depende considerablemente de la temperatura y de la presencia de agua durante el proceso o en el ambiente de uso. A la temperatura del cuerpo, solo dos fosfatos de calcio son estables en contacto con medios acuosos, tales como los fluidos del cuerpo; a  $\text{pH} < 4,2$ , la fase estable es  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  (dicalciofosfato o Brushita), mientras que a  $\text{pH} \geq 4,2$  la fase estable es  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  (hidroxiapatito HA). A temperaturas más altas, otras fases tales como  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  (fosfato tricálcico  $\beta$ ,  $\text{C}_3\text{P}$  o TCP) y  $\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$  (fosfato tetracálcico  $\text{C}_4\text{P}$ ) están presentes. Las fases de fosfato de calcio deshidratadas de alta temperatura interactúan con agua o fluidos del cuerpo a  $37^\circ\text{C}$  para formar hidroxiapatito. El HA se forma sobre superficies expuestas de TCA por la siguiente reacción



De aquí que la solubilidad de una superficie TCP se aproxima a la solubilidad de HA y baja el pH de la solución, la cual además incrementa la solubilidad del TCP y mejora la reabsorción. La presencia de microporos en el material sinterizado puede incrementar la solubilidad de esas fases.

La sinterización de cerámicas de fosfato de calcio usualmente ocurre en el rango de  $1000$  a  $1500^\circ\text{C}$  siguiendo la compactación del polvo según la forma deseada. Las fases formadas a altas temperaturas dependen no solo de la temperatura sino también de la presión parcial del agua en la atmósfera de sinterización. Esto se debe a que con agua presente, HA se puede formar y es una fase estable por encima de  $1360^\circ\text{C}$ . Sin agua,  $\text{C}_4\text{P}$  y  $\text{C}_3\text{P}$  son las fases estables. El rango de temperatura de estabilidad de HA incrementa con la presión parcial del agua como lo hace la velocidad de transición de fase de  $\text{C}_3\text{P}$  o  $\text{C}_4\text{P}$  a HA. Debido a las barreras cinéticas que afectan las velocidades de formación de las fases estables de fosfato de calcio, es frecuentemente difícil predecir la fracción de volumen de fases de alta temperatura que se forman durante la sinterización y su relativa estabilidad cuando se enfría a temperatura ambiente.

Comenzando con polvos, se puede hacer mezclando en una solución acuosa, la proporción molar apropiada de nitrato de calcio y fosfato de amonio, los cuales producen un precipitado de HA estequiométrico. Los iones  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{PO}_4^{3-}$  y  $\text{OH}^-$  pueden ser reemplazados por otros iones durante el procesamiento o en

ambientes fisiológicos; por ejemplo se puede formar fluorapatito,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_{2-x}$  con  $0 < x < 2$ ; apatito carbonatado  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_{2-2x}(\text{CO}_3)_x$  o  $\text{Ca}_{10-x\gamma}(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x-2\gamma}$ , donde  $0 < x < 2$  y  $0 < \gamma < 1/2x$ . El fluorapatito se encuentra en el esmalte dental y el apatito hidroxicarbonatado se presenta en los huesos. El comportamiento mecánico de las cerámicas de fosfato de calcio influencia fuertemente su aplicación como implantes. Las resistencias a la tensión y a la compresión y a la fatiga dependen del volumen de la porosidad. La porosidad puede estar en forma de microporos ( $< 1 \mu\text{m}$  de diámetro, debido a la sinterización incompleta) o macroporos ( $> 100 \mu\text{m}$  de diámetro, creados para permitir intercrecimiento de hueso). La dependencia de la resistencia de compresión  $\sigma_c$  y el volumen total de poro  $V_p$  se da en Megapascales:

$$\sigma_c = 700 V_p^{-5/2}$$

Donde  $V_p$  está entre 0 y 0,5. La resistencia a la tensión  $\sigma_t$ , en Megapascales, depende en gran parte de la fracción de volumen de la microporosidad  $V_m$ :

$$\sigma_t = 220 V_m^{-20/n}$$

El factor Weibull  $n$ , de los implantes de hidroxiapatito es bajo ( $n=12$ ) en soluciones fisiológicas, lo que indica baja fidelidad bajo cargas de tensión. Consecuentemente en prácticas clínicas las biocerámicas de fosfato de calcio se podrían usar como:

- Polvos
- Implantes pequeños no sometidos a cargas tales como los del oído medio
- Con refuerzos metálicos puntuales como en implantes dentales
- Como recubrimientos (por ejemplo composites)
- Como implantes porosos de baja carga donde el intercrecimiento del hueso actúa como una fase reforzante.

Los mecanismos de unión de los implantes de hidroxiapatito denso (HA) parecen ser muy diferentes de los descritos arriba para vidrios bioactivos. Una matriz de hueso celular de osteoblastia diferenciada aparece en la superficie, produciendo una banda estrecha, amorfa y electro densa de 3 a 5  $\mu\text{m}$  de ancho. Entre esta área y las células, se han visto bolsas de colágeno. Cristales minerales de hueso se han identificado en esta área amorfa. Como el sitio madura, la zona de unión se encoge hasta una profundidad de solo 0.05 - 0.2  $\mu\text{m}$ . El resultado es hueso normal pegado a través de una capa de unión epitaxial a la masa del implante. Los análisis de imágenes del microscopio

electrónico de transmisión (TEM) de las interfases de huesos HA han mostrado un alineamiento epitaxial casi perfecto de cristales de apatito en el implante.

Una consecuencia de esta zona de unión ultradelgada es un muy alto gradiente en el módulo de elasticidad de la interfase de unión entre el HA y el hueso. Esta es una de las principales diferencias entre los apatitos bioactivos y los vidrios y vitrocerámicos bioactivos.

### **Fosfatos de Calcio reabsorbibles**

La reabsorción o biodegradación de las cerámicas de fosfato de calcio es causada por:

1. Disolución fisicoquímica, la cual depende de la solubilidad del producto del material y el pH de su ambiente local
2. La desintegración física en pequeñas partículas debido al ataque químico preferencial de los bordes de los granos
3. Factores biológicos, tales como fagocitosis el cual causa un decrecimiento en concentraciones de pH locales

Todas las cerámicas de fosfato de calcio biodegradan a velocidades incrementantes en el siguiente orden TCP >  $\beta$ -TCP >> HA. La velocidad de biodegradación incrementa cuando:

1. Área superficial incrementa (polvos > sólido poroso > sólido denso)
2. Cristalinidad decrece
3. La perfección del cristal decrece
4. El tamaño del grano y del cristal decrece
5. Sustituciones iónicas de  $\text{CO}_3^{2-}$ ,  $\text{Mg}^{2+}$  y  $\text{Sr}^{2+}$  en HA se incrementan

Los factores que tienden a disminuir la velocidad de biodegradación incluyen

1. Sustitución de  $\text{F}^-$  en HA
2. Sustitución de  $\text{Mg}^{2+}$  en  $\beta$ -TCP
3. Relaciones más bajas  $\beta$ -TCP/HA en fosfatos cálcicos bifásicos

### **Materiales de implantes con base Carbón**

Se usan principalmente tres tipos de carbón en instrumentos biomédicos: La variedad de carbón pirolítico isotrópico de baja temperatura (LTI), carbón

vítreo y la forma de vapor de carbón depositado de temperatura ultrabaja isotrópico (ULTI)

Estos materiales de carbón en uso son materiales monolíticos e integrales (carbón vítreo y carbón LTI o recubrimientos delgados impermeables (ULTI). Estas tres formas no sufren de los típicos problemas de integración de los otros materiales de carbón disponibles. Con la excepción de los carbones LTI codepositados con sílice, todos los materiales clínicos de carbón son carbón puro. Se ha añadido más del 20% en peso de sílice al carbón LTI sin que afecte significativamente la biocompatibilidad del material. La composición, estructura y fabricación de los tres carbones clínicamente relevantes son únicamente comparables con la forma de carbón más común que ocurre naturalmente (grafito) y otras formas industriales producidas de carbono puro.

Formas subcristalinas. Los carbones LTI , ULTI y los vítreos son formas subcristalinas y representan un más bajo grado de perfección de cristal. No hay orden entre las capas como en el grafito natural, de ahí que la estructura cristalina de esos carbones es bidimensional.

El rango de densidades de esos carbones es entre 1.4 y 2.1 g/cc. Los carbones LTI de alta densidad son las formas más resistentes de carbón y la resistencia puede ser incrementada por adición de sílice. El carbón ULTI puede también ser producido con altas densidades y resistencias, pero es disponible solo como un recubrimiento delgado (0.1 - 1  $\mu\text{m}$ ) de carbón puro. El carbón vítreo es inherentemente un material de baja densidad y como tal débil. Su resistencia no puede ser incrementada a través de procesamiento.

Las propiedades mecánicas de varios carbones están íntimamente ligadas a sus microestructuras. En un carbón isotrópico, es posible generar materiales con módulo de elasticidad bajo (20 Gpa o  $2.9 \times 10^4$  psi) y alta resistencia flexural (275 a 620 Mpa ó 40 -90 Ksi). Hay muchos beneficios como resultado de esta combinación de propiedades. Es posible que soporten grandes tensiones sin fractura.

Los materiales de carbón son extremadamente resistentes comparados con cerámicos tales como la alúmina. La energía de fractura para carbones LTI es aproximadamente 5.5. MJ/m<sup>3</sup> comparada con 0.18 MJ/m<sup>3</sup> para la alúmina, o sea que el carbón es más de 25 veces más resistente.

La resistencia a la fractura para los carbones depositados de vapor es mayor que 5% siendo posible cubrir materiales poliméricos altamente flexibles tales como polietileno, poliéster y nylon sin riesgo de fracturar el recubrimiento cuando se flexiona el sustrato. Por comparación, la resistencia a la fractura de la alúmina es aproximadamente 0.1 %, aproximadamente 1/15 de la de los carbones ULTI

Estos materiales de carbón tienen una extremadamente buena resistencia al desgaste, algo de lo cual se puede atribuir a su capacidad de sostener grandes esfuerzos elásticos locales bajo cargas concentradas o puntuales sin sufrir daños en su superficie.

La resistencia de unión del carbón ULTI al acero inoxidable y al TI-6Al-4V excede de los 70 Mpa medidos con un probador de adhesión de películas delgadas. Esta excelente unión es en parte llevada a cabo a través de la formación de carburos interfaciales. El recubrimiento de carbón ULTI generalmente tiene una resistencia a la unión más baja con materiales que no forman carburos.

Otra característica única de los carbones es que ellos no se fatigan a diferencia de los metales, la resistencia esencial no se desgasta con cargas cíclicas. La resistencia a la fatiga de esas estructuras de carbón es igual a la resistencia a la fractura de ciclo simple. Parece que a diferencia de otros sólidos cristalinos, esas formas de carbón no contienen defectos móviles los cuales a temperaturas normales se pueden mover y proveer un mecanismo para la iniciación de una fractura de fatiga.

La aplicación biomédica más importante está en el área cardiovascular, tal como en válvulas de corazón, la primera de las cuales se implantó en 1969. Desde entonces se han producido más de 600.000 válvulas con componentes de carbón pirolítico para implantes. La aplicación cardiovascular es particularmente solicitada. Los primeros intentos fallaron porque los materiales usados fueron trombogénicos o sufrieron de alto grado de fallas al uso y mecánicas. Trombosis, uso, distorsión y biodegradación han sido virtualmente eliminados debido a la biocompatibilidad y durabilidad mecánica del carbón pirolíticos, estableciéndolo claramente como el material escogido para válvulas del corazón.

Las superficies del carbón son no sólo tromboresistentes sino también compatibles con los elementos celulares de la sangre. Los materiales no afectan las proteínas del plasma o alteran la actividad de las enzimas del plasma. De hecho, una de las explicaciones propuestas para la compatibilidad de estos materiales con la sangre es que ellos absorben las proteínas de la sangre en superficies sin alterarlas.

## **CLASIFICACIÓN DE LOS BIOMATERIALES SEGÚN LA NATURALEZA DE LOS MATERIALES**

De acuerdo con la naturaleza de los materiales los biomateriales también pueden clasificarse en:

1. Cerámicos
2. Metales
3. Polímeros
4. Composites

**Los biomateriales poliméricos** son ampliamente usados debido a sus enormes posibilidades. Ellos permiten una amplia variedad de composiciones, son fáciles de producir bajo diferentes formas geométricas con propiedades bien determinadas y también pueden ser fabricados como fibras, tejidos, películas o bloques.

Los polímeros pueden ser naturales o sintéticos, y en ambos casos es posible encontrar composiciones bioestables (para usarse en implantes permanentes, o para reemplazar parcial o totalmente tejidos u órganos dañados) y biodegradables (composiciones adecuadas para reemplazamientos temporales). Hay muchas aplicaciones de esos productos en los campos de los implantes quirúrgicos, tejidos protectores y sistemas de distribución de medicamentos. Un ejemplo importante de mencionar es el cemento óseo acrílico, ampliamente usado en odontología y traumatología debido a su fácil manipulación y rápida polimerización comparado con otros cementos. Desafortunadamente, hay inconvenientes con su uso, gracias a que el calentamiento generado durante la polimerización, frecuentemente produce problemas de citotoxicidad y de contracción después del curado, dando lugar a micromovimientos del implante y por lo tanto osteolisis y/o desgaste del cemento. Sin embargo, hoy en día es casi irremplazable.

Generalmente hablando, los **biomateriales metálicos** son hechos de pocos elementos, si se considera que mas de tres cuartas partes de la tabla periódica son metales. La primera condición para su uso en prótesis es que ellos sean convenientemente tolerados por el tejido y por otra parte, que la concentración de los metales, así como las especies químicas que estén presentes, puedan ser soportadas por los tejidos vivos. Otra condición fundamental es su resistencia a la corrosión. La corrosión es un problema general de los metales aun mas en un ambiente hostil tal como el cuerpo humano, a temperaturas de aproximadamente 37°C. Pero hay metales que evitan estos problemas, tales como los metales preciosos; otros elementos tales como el titanio, son capaces de formar una capa pasiva de óxido en su superficie, protegiendo el interior del metal y previniendo el avance de la corrosión.

De cualquier forma, los metales son exitosamente usados en diferentes prótesis, en particular cuando es necesario soportar cargas; un ejemplo de esto es el reemplazamiento de rodilla, donde se usan aleaciones de Cromo - Cobalto y de Titanio. Dejando de lado los problemas que ellos pueden causar, tales como metaliosis, no hay sustitutos apropiados para los metales en los implantes que soportan cargas.

La ventaja principal de los **biomateriales cerámicos** es su baja reactividad química, siendo generalmente inertes y por lo tanto biocompatibles. Pero no todas las biocerámicas son inertes, y, de hecho, los materiales cerámicos usados en cirugía reconstructiva son bioinertes y bioactivas.

Se puede entender lo que es un material bioactivo, de acuerdo a la siguiente definición: "Un material bioactivo permite una respuesta biológica en su interfase, posibilitando la formación de un vínculo entre el tejido y el material". Desde el descubrimiento hecho por Hench, del BIOGLASS, se han desarrollado varios tipos de vidrios, vitrocerámicos y cerámicos bioactivos.

Hay tres posibles resultados de la interacción hueso - material implantado:

1. Si el material es inerte o casi inerte, se forma una cápsula fibrosa alrededor del implante
2. Si el material es bioactivo, se forma nuevo hueso
3. Si el material es degradable, se reabsorbe

Para que un implante sea clínicamente exitoso, es necesario obtener simultáneamente

1. Una interfase estable con el tejido conector
2. Un comportamiento mecánico similar al del tejido reemplazante

Las cerámicas bioinertes tienen muy poca o ninguna influencia en los tejidos circundantes. Sin embargo, no existen los biomateriales totalmente inertes; por lo que resulta más adecuado definirlos como casi inertes. El mejor ejemplo de esto es la Alúmina  $\alpha$ .

Por otra parte, las cerámicas bioactivas o cerámicas reactivas son capaces de unirse con el tejido vivo. Esta también parece ser una característica de algunos vidrios y vitro-cerámicos, y de la hidroxiapatita.

Las biocerámicas fueron introducidas en los años 70 cuando se presentaron fallas severas con los biomateriales usados hasta ese entonces tales como el acero inoxidable, las aleaciones de titanio y el polimetilmetacrilato. La razón de estas fallas fue, además de otras razones, el encapsulamiento de esos materiales. Era obvio que se necesitaba buscar una mejor osteointegración y para ello se usaron inicialmente los materiales cerámicos. Su fragilidad restringe el campo de su aplicación, teniéndose que usar solo en aplicaciones con bajas especificaciones mecánicas. Las excepciones de esto son la Alúmina y la Circona, usada en reemplazamientos de cadera.

Las biocerámicas podrían ser los biomateriales ideales dado que su biocompatibilidad y osteointegración son buenas, además son los materiales cuyos componentes son los más similares a los componentes del hueso. Cuando hay algún daño en el sistema esquelético, hay dos posibilidades de acción: Reemplazar la parte dañada o sustituirla por un material que induzca la regeneración del hueso. Pero generalmente hablando, se puede establecer que el uso de prótesis artificiales está causando problemas hoy en día debido a la diferencia en el requerimiento mecánico entre el hueso artificial y el natural, provocando fracturas, y también debido a la presencia de iones provenientes del hueso artificial el cual puede ser tóxico o perjudicial y puede causar daño. Es imposible regenerar hueso natural de esta forma. El hueso artificial es hecho básicamente de metales, alúmina, circonia, etc., todos ellos biomateriales bioinertes, o por lo menos biotolerados, pero no todos bioactivos. Esta situación general permite anticipar un muy importante campo de

investigación, apuntando a la preparación de biocerámicas basadas en fosfato de calcio con buenos requerimientos mecánicos. En este sentido sería necesario reforzar las biocerámicas ya conocidas, por ejemplo, la síntesis de biocomposites que mejoren las propiedades mecánicas de las cerámicas y ahondar en el conocimiento del mecanismo de la formación del hueso natural, apuntando hacia las condiciones de síntesis que permitirían obtener biomateriales compuestos orgánicos - inorgánicos en el laboratorio, alcanzando buenas propiedades mecánicas.

La meta final de la comunidad científica trabajando en este campo es obtener hueso artificial equivalente al hueso natural. Mientras esta meta se logra, se pueden cumplir objetivos menos ambiciosos tales como entender bien los mecanismos y buscar métodos adecuados de síntesis.

Se puede decir, de manera general, que el cuerpo humano está principalmente formado por tres componentes: Agua, colágeno e hidroxiapatita. La última, que es el mineral que compone los huesos, constituye aproximadamente el 5% del peso total del cuerpo y juega un papel importante en el almacenamiento del calcio, controlando la pérdida y ganancia de éste elemento. El hueso natural es un nanocomposite compuesto de apatita hidroxycarbonatada (80% aprox.). De hecho, la hidroxiapatita biológica muestra algunas características distintivas de la hidroxiapatita sintetizada estequiométrica, tales como: La hidroxiapatita biológica, tiene tamaño de cristal pequeño, gran área superficial, composición no estequiométrica,  $\text{CO}_3^{2-}$  en la red cristalina, desorden en la estructura interna cristalina, además tiene una relación  $\text{Ca/P} < 1.667$  y la sintetizada tiene una relación  $\text{Ca/P} = 1.667$

Otro punto importante de mencionar en este campo de las biocerámicas es el desarrollo de cementos para huesos basados en fosfatos de calcio. En estos, a pesar de que se ha avanzado bastante, todavía quedan problemas por solucionar en el tiempo de curado, en la resistencia, etc.

Dejando de lado los biocerámicos basados en fosfatos de calcio, no podemos olvidar una nueva cerámica basada en Titanio. Kokubo, ha desarrollado una capa de titanio convenientemente tratado con hidróxidos alcalinos, sobre metales. Después de un adecuado tratamiento térmico, se forma una capa estable de titanato. Los estudios in vitro e in vivo parecen indicar que los iones alcalinos de la capa superficial son sustituidos por iones  $\text{OH}^-$  del fluido dando

lugar a la formación de "Titanio hidratado" en la superficie del metal, lo que parece ayudar a la nucleación de apatita, la cual crece debido a la supersaturación del fluido. Aunque este puede ser considerado un metal bioactivo, este titanio hidratado es un componente cerámico. De cualquier forma, muestra una alta resistencia a la fractura, y su módulo de elasticidad es también alto.

Otro grupo importante de biomateriales lo constituyen los materiales biomagnéticos, donde se incluyen muchos metales y cerámicos.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Ortega B. A., dos Santos, L.A. Simposio sobre a Ciencia e Engenharia de Materiais no Mercosul. 5 a 8 de outubro de 1998. Universidade Federal de Sao Carlos. Curso V: Biomateriais. 1998
2. Ravaglioli A., Krajewski, A. Bioceramics: Materials, Properties, Applications. Ed Chapman and Hall. Great Britain. 1992
3. Hoffman, Schoen, Lemons. Biomaterials science. Academic Press. San Diego, California. 1996
4. Park, J., Lakes, R. Biomaterials an introduction. Second edition. Plenum Press. New York and London. 1993
5. Hench, L.L., Ethridge, E.C. Biomaterials an interfacial approach. Academic Press. New York and London. 1982