

# Los vidrios y materiales vitrocerámicos como implantes quirúrgicos

J. M. RINCON LOPEZ\* y F. MARTINEZ RUIZ\*\*

## RESUMEN

Se hace una revisión bibliográfica completa de los vidrios y materiales vitrocerámicos como biomateriales y su bio-compatibilidad para su uso en implantes quirúrgicos. De este estudio se deducen consideraciones prácticas y de su futuro sobre uso de los mismos.

Descriptor: Vidrios en implantes quirúrgicos. Vitrocerámicos en implantes quirúrgicos. Biocompatibilidad de vidrios y vitrocerámicos.

## SUMMARY

The available bibliography on glasses and ceramics as bio-materials and their compatibility for surgical implants is collected. Its knowledge gives way to practical considerations about their use and their future.

Key words: Glasses as surgical implants. Ceramics as surgical implants. Biocompatibility of glasses and ceramics.

## 1. Introducción

El estudio de la obtención de biomateriales es uno de los temas de investigación que actualmente consumen más medios económicos y humanos junto con el de las investigaciones sobre el cáncer. El poner a punto materiales que no tengan ninguna reacción perjudicial con los tejidos vivos, que posean buenas propiedades mecánicas y químicas, y que además puedan emplearse en cirugía cardiovascular, ortopedia, odontología, oftalmología y cirugía plástica, supone uno de los retos tecnológicos y humanos más importantes. Pero este esfuerzo pasa desapercibido normalmente no sólo para el público en general, sino también para muchos técnicos en ciencia de los materiales.

Biomateriales son todos aquellos compuestos orgánicos, inorgánicos o metálicos que son capaces de sustituir a partes del orga-

nismo humano. Y biocerámicos son aquellos materiales de tipo cerámico diseñados para lograr un comportamiento fisiológico específico en su uso como material de construcción de aparatos prostéticos u órganos internos artificiales (1).

La importancia económica de los biomateriales es notable, prueba de ello son las cifras de coste comercial de los mismos. Así, en los últimos veinte años se han facturado cerca de 20.000 millones de pesetas de útiles realizados con estos materiales. A escala mundial, por ejemplo en 1979, se usaron más de 650.000 prótesis de cadera con un coste de 16.700 millones de pesetas y unas 40.000 de rodilla, lo que supuso un coste de unos 1.500 millones de pesetas (2).

El uso generalizado de los implantes comenzó con los de tipo metálico a comienzos de este siglo, dándose una buena tolerancia en uno de cada tres pacientes. Sobre 1950 se comenzaron a usar plásticos. Y actualmente se está comenzando con la implantación de materiales cerámicos pero como complemen-

\* Instituto de Cerámica y Vidrio (CSIC). Arganda del Rey, Madrid.

\*\* Laboratorio de Biomateriales. Dpto. Traumatología. Centro Especial Ramón y Cajal de la SS. Madrid.

tarios de los anteriores materiales (3). En 1932 MAX ROCK registró la primera patente en la que se proponía el uso de materiales de  $Al_2O_3$  sinterizada en la sustitución de partes del cuerpo de animales y del hombre (4). Pero de hecho hasta treinta años más tarde no se ha considerado realmente la posibilidad de uso de los materiales biocerámicos en implantes quirúrgicos por los equipos de HULBERT en EE.UU. y BOUTIN en Francia. 1972 marca un hito en la historia de este tipo de implantes, pues fue el año en que se instaló la primera prótesis totalmente cerámica en el húmero de un paciente.

### 1.1. Aspectos biomédicos y biomecánicos

Cuando los tejidos vivos comienzan a envejecer o sufren un accidente o enfermedad grave, es obligado su cambio en muchas ocasiones y dicho cambio se puede intentar por una doble vía: sustitución por otros tejidos vivos, bien sea de personas fallecidas o provenientes de animales, o por otra parte, procederse a la implantación de elementos artificiales que es precisamente el campo del que se ocupa la protesiología.

El reto que tiene ante sí el diseño de biomateriales nace del hecho de tener que reemplazar a tejidos vivos cuyas propiedades físicas son el resultado de milenios de evolución y optimización natural, con la particularidad de que el tejido vivo tiene la capacidad de crecer o de regenerarse y repararse en el caso de sufrir daño.

Los biomateriales deben responder a un compromiso en sus propiedades resultante de la conjunción de varios factores físicos, fisiológicos, clínicos y técnicos, que deben ser muy tenidos en cuenta a la hora de su diseño con el fin de lograr un óptimo que se aproxime a la estructura viva a reemplazar. Así, por ejemplo, un material sustitutivo de un diente debe soportar una carga nominal a tracción/compresión de 11-15 Kp/mm<sup>2</sup> y además desarrollar tras ser implantado una interfase biológica con el tejido circundante que asimi-

le sin deterioro la diferencia de módulos elásticos entre el propio implante y el tejido de las encías. Además, ha de poseer una estructura de anclaje, semejante al ligamento periodontal, que convierta los esfuerzos a compresión en esfuerzos a tracción en la mandíbula. Aunque existen materiales que cumplen de sobra las condiciones de tipo mecánico, son muy pocos los que satisfacen todas las requeridas y prueba de ello es la necesidad de repetir la visita al dentista para reponer el implante roto o desgastado.

La principal condición que debe cumplir un biomaterial es su «biocompatibilidad», es decir, no producir reacciones de rechazo por parte de los tejidos vivos, ya que la reacción de rechazo puede provocar trombosis o coagulación de la sangre. Cualquier material en contacto con la sangre provoca en la interfase un proceso de coagulación. Pero un material es biocompatible si además de no ser ni tóxico, ni cancerígeno, ni provocar trombos, es capaz de favorecer los procesos vitales de las células que le rodean. Así, un material tóxico plástico evitaría estos procesos vitales, mientras que con un biomaterial de  $Al_2O_3$  las células proliferan enormemente en su interfase (3).

Para evitar el problema de la coagulación de la sangre normalmente se ha recurrido a implantes de materiales, o tejidos como los de cerdo, tratados con gluteraldehído o administrar tratamientos con anticoagulantes como la heparina, pero esto presenta inconvenientes a largo plazo.

La trombosis intravascular es una reacción interfacial que depende de las siguientes propiedades físicas del material protésico:

a) Distribución de carga, b) textura y adhesión y c) permeabilidad.

a) Según varios estudios (5) los materiales con potenciales superficiales negativos son antitrombogénicos mientras que los de potencial positivo son coagulantes. Así, los materiales aislantes con carga negativa tienden a ser no coagulantes. La heparina es la

sustancia orgánica más cargada negativamente de las encontradas en el cuerpo humano. De la misma manera se sabe que cuanto menor sea la diferencia entre la constante dieléctrica del implante y la de la pared sanguínea mayor es el período de inducción de la coagulación. La carga superficial se puede modificar en biocerámicos por tratamientos con diversos gases. Así el oxígeno tiene una fuerte afinidad electrónica y carga negativamente la superficie; el vapor de agua la carga positivamente. En electrolitos tales como  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Sr}^{2+}$ ,  $\text{F}^-$  y  $(\text{PO}_4)_3^{2-}$  se puede cambiar la carga superficial. El  $\text{Al}_2\text{O}_3$  es tipo  $-n$  calentado en hidrógeno y sin embargo, se comporta como tipo  $-p$  calentado en oxígeno.

b) Se sabe también (5) que existe una relación inversa entre el tiempo de inducción de la coagulación y la tensión superficial crítica ( $\sigma_c$ ) del material implantado. Las células se unen más fácilmente a materiales como el vidrio de elevada  $\sigma_c$  y menos a superficies recubiertas de teflón y silicona de baja  $\sigma_c$ . Así, los grupos funcionales  $-\text{CH}_3$  ó  $-\text{CH}_2$  que disminuyen la  $\sigma_c$  reducen la trombosis, mientras que los grupos fenilo,  $-\text{OH}$ ,  $-\text{COOH}$  ó  $-\text{NH}_2$  que aumentan la  $\sigma_c$  tienden a aumentar la trombosis. MESSING (6) ha logrado fijar grupos amina de las proteínas a los grupos silanoles de la superficie del vidrio. De esta manera se ha podido unir la heparina al  $\gamma$ -aminopropil trietoxisilano, que además se une a la superficie del vidrio. Este tratamiento permite reducir notablemente la acción coagulante del vidrio durante mucho tiempo.

c) La topografía superficial no sólo afecta a la actividad anticoagulante sino también a la promoción del crecimiento interno del tejido como veremos más adelante.

En este sentido ya se realizaron intentos en 1963 (3) de usar polímeros rígidos con grafito coloidal y heparina, pero los resultados fueron insuficientes pues la heparina se agotaba en tratamientos prolongados. Si se fija la heparina al plástico con enlace covalente la

unión sería más fuerte, pero al moldear el material la heparina se degrada a temperaturas altas. Actualmente se intenta tratar la superficie de polímeros con objeto de que aparezcan sustituyentes con propiedades anticoagulantes.

Así pues, el problema de las reacciones en la interfase es el principal problema respecto a la biocompatibilidad de biomateriales (7). Conseguir una interfase suficientemente estable durante un tiempo prolongado es fundamental. Hay que tener en cuenta las características básicas: Las reacciones químicas que se presentan en la zona de unión y la propia microestructura del material. Esta interfase se puede controlar por control de la microestructura y porosidad del material, promoviendo reacciones de resorción o por reactividad superficial controlada.

La resorción o reemplazamiento paulatino del material por tejido vivo se puede lograr con materiales cerámicos de apatito promoviendo una serie de reacciones químicas que descomponen el biocerámico en calcio soluble y sales de fosfato, que luego son fáciles de metabolizar en el entorno del tejido óseo (8). Este tipo de biocerámicos son ampliamente usados en cirugía dental (9). Ahora bien, con estos materiales se produce una disminución catastrófica de las propiedades mecánicas en la zona de unión por el proceso de reabsorción.

La tercera vía de abordar el problema de la interfase es mediante el uso de biomateriales cuya superficie es la que establece las uniones químicas con el tejido vivo, preservando el resto del biomaterial de la influencia destructiva o de la reabsorción por parte del tejido (10). Se trata en realidad de un fenómeno de autopasivado. A este tercer método de solución del problema de interfase pertenecen los biovidrios o los biovitrocerámicos como el Ceravital (11). Este tipo de materiales no poseen unas propiedades mecánicas tan destacadas como los metales pero las últimas tendencias de la investigación protesio-

lógica apuntan en la línea de su empleo en enfibrados metálicos o en recubrimientos sobre  $\text{Al}_2\text{O}_3$  como veremos más adelante.

Otro problema que se presenta a la hora de realizar determinados implantes como los usados en cirugía ortopédica es que reacciones tisulares de rechazo e inflamaciones que aparecen en la interfase pueden debilitar la unión hueso-implante. Por ello normalmente se unen las prótesis con un cemento de polimetilmetacrilato (PMM) que polimeriza «in situ». Pero este tratamiento a veces puede dar lugar a problemas de necrosis. Así pues, la solución ideal de anclaje es que el tejido óseo crezca sobre la estructura porosa de la prótesis, aunque el proceso sea más lento (12, 13). Este problema puede resolverse con los materiales de reactividad superficial controlada, o con los biocerámicos de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , incluso actualmente se piensa que con el uso de biomateriales piezoeléctricos pueden producirse estimulaciones eléctricas que faciliten el crecimiento del tejido óseo en las fracturas (2).

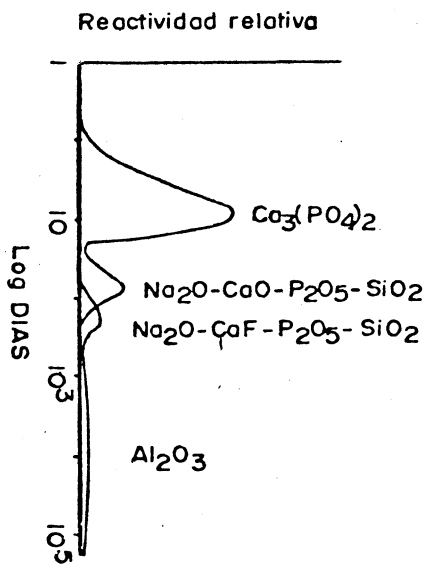


FIG. 1.— Comparación de la reactividad relativa de los biomateriales cerámicos y vidrios (12).

## 1.2. Lugares de implantación y clasificación

Según HULBERT (1) y HENCH (12) los materiales biocerámicos se pueden clasificar en cuanto a su reactividad química en: a) inertes, b) reabsorbibles. Al grupo de los inertes pertenecen el  $\text{Al}_2\text{O}_3$  y el carbono LTT; éstos implican la formación de una fina capa de varios  $\mu\text{m}$  o menos de membrana fibrosa que rodea al implante. El tejido crece hacia dentro en las superficies onduladas del material. En cuanto al grupo de los reabsorbibles se dividen en los que se reabsorben superficialmente y los que lo hacen totalmente. Tanto el biovidrio de  $\text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{F}_2\text{Ca} - \text{Na}_2\text{O}$ , como el de  $\text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{CaO} - \text{Na}_2\text{O}$  y los materiales cerámicos de hidroxapatito,  $(\text{PO}_4)_6 \text{Ca}_{10}\text{OH}_2$ , pertenecen a los que se absorben superficialmente. En éstos se produce un enlace químico entre el tejido y la superficie del implante. Entre los que se absorben totalmente después de su implantación se encuentran los materiales cerámicos o vitrocerámicos de apatito,  $(\text{PO}_4)_2\text{Ca}_3$ . Este tipo de implantes son metabolizados y sirven de soporte o relleno de huecos para permitir la infiltración de los tejidos. En la fig. 1 (12) se muestra la reactividad relativa con el organismo vivo de estos materiales en función del tiempo.

Los materiales inorgánicos usados en implantes pueden ser de varios tipos en cuanto a su modo de utilización. Así, se pueden usar: a) por sí mismos, b) como recubrimientos, o c) como materiales compuestos.

a) Por sí mismos se usan materiales de tipo cerámico, tales como alúmina o el aluminato de calcio; los vidrios; los materiales vitrocerámicos o metales, tales como el Ti o aleaciones de Cr-Co.

b) Existen recubrimientos de varios tipos: de hidroxapatitos con vidrios, o con carbono o con metales; de alúmina sobre metales y de zircona sobre acero inoxidable.

c) Los materiales compuestos o composites pueden ser de materiales cerámicos con metales, de carbono con fibras de vidrio o metálicas o de fibras cerámicas con metales.

A la vista de la revisión bibliográfica realizada, que comentaremos a continuación, tanto los biovidrios como los biovitrocerámicos se pueden implantar en el cuerpo humano en diversas partes y de hecho existen ya muchas experiencias realizadas en este sentido. Así, pueden emplearse: en craneoplastia, en implantes de globos oculares artificiales, en reparación de dientes y maxilares, en cirugía cardiovascular, en cirugía plástica, en cirugía ortopédica y traumatología y como bioelectrodos vítreos. En el caso de la cirugía ortopédica y traumatológica es en donde han encontrado más

Tabla I

**Evaluación perfil bibliográfico sobre biovidrios y biovitrocerámicos (1981-83) (ICV)**

Tema	Por. 100 Medical abstracts	Por 100 siquis	Por 100 total
Sin relación .....	28	21	25
Otros biomateriales (plásticos, metales, carbonos y cementos dentales) .....	18	40	26
Biocerámicos .....	11	4	9
Biovidrios .....	33	25	30 49
Biovitrocerámicos .....	10	10	10

aplicación tanto para extremidades superiores como inferiores.

A finales de 1980, a la vista del interés suscitado por el tema por parte del Departamento de Traumatología del Centro de la Seguridad Social Ramón y Cajal de Madrid, se comenzó a recopilar información en el Instituto de Cerámica y Vidrio del C.S.I.C. de un perfil bibliográfico sobre las palabras clave: Biomateriales, biovidrios, biovitrocerámicos, vidrios, vitrocerámicos, implantes y prótesis. Después de dos años de recogida de datos por el Medical Abstracts, sistema Siquis y medios propios no mecanizados, se han recogido cerca de 260 citas, 160 del primero y 100 del segundo. Estas citas se han clasificado convenientemente para elaborar una amplia revisión bibliográfica, de la que

aquí sólo se muestran algunas citas por falta material de tiempo y espacio.

Para evaluar el resultado de esta búsqueda de datos bibliográficos se han recogido en la tabla I, expresado en tanto por 100, la relación de las referencias bibliográficas con el tema que nos ocupa. Ha sido válida esta búsqueda en cerca de un 50 por 100 de citas, lo cual no debe considerarse un mal rendimiento ya que aparecieron muchas citas sobre compuestos poliméricos considerados como vidrios que respondían erróneamente a los materiales objeto de interés en este caso. Se han encontrado asimismo numerosas citas de trabajos preferentemente considerados sólo de cirugía y algunos sobre implantación iónica que no tienen que ver con el tema de esta revisión. Las principales revistas a que

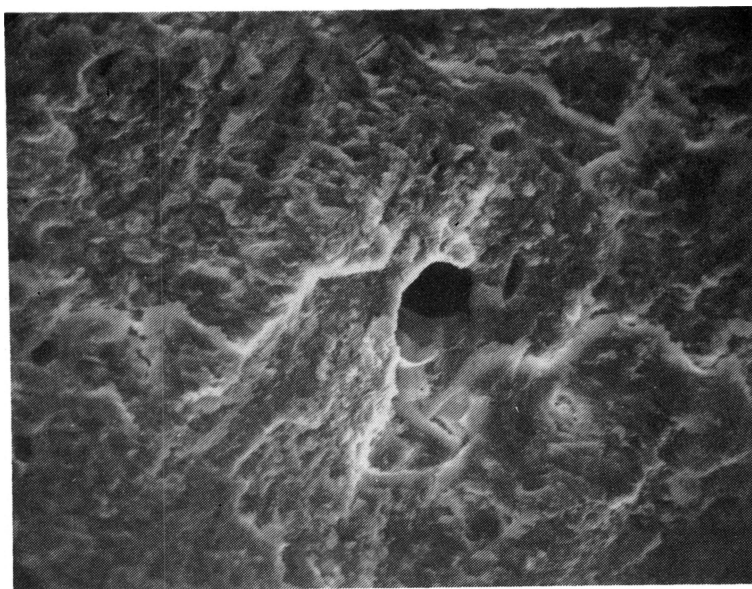


FIG. 2.— Microfotografía electrónica de barrido del corte transversal de un hueso humano.

pertenecen estas citas se refieren al: *J. Mat. Sci.; Adv. Biomater.; Z. Orthop.* y sobre todo *J. Biomed. Mater. Res.* y la mayor parte de los trabajos están realizados por equipos de investigación de países como: EE.UU., Francia, Alemania, Italia, Inglaterra, Polonia, Checoslovaquia, Japón y China.

## 2. Aspectos microestructurales

Como antes se ha indicado al mencionar los problemas que pueden surgir en la interfase, el control de la microestructura es muy importante en un biomaterial. El tamaño de poros y de grano condiciona los procesos químicos. El control de microestructura debe realizarse basándose en conseguir poros de suficiente tamaño que permitan el crecimiento del tejido óseo y mantener el aporte sanguíneo y nutritivo suficiente (14). Dentro de esos poros y entre el material y el tejido se crea una cápsula fibrosa que puede dificultar una buena fijación. Sin embargo, cuando existe una buena unión mecánica y química, las propias tensiones mecánicas dificultan la creación de la cápsula fibrosa.

Asimismo, es muy importante que estos materiales sean muy resistentes a la corrosión por los líquidos del organismo. En el caso de implantes porosos es preciso por tanto una gran resistencia a la corrosión. Los análisis cuantitativos realizados para determinar el tamaño mínimo de poro necesario para permitir el crecimiento dan unas 50  $\mu\text{m}$  de diámetro y para el crecimiento del hueso se exige un mínimo de 100  $\mu\text{m}$  (15, 16). Además en los implantes de tipo poroso debe tenerse en cuenta que la diferencia de módulos elásticos entre el implante y el tejido puede originar una reabsorción del mismo.

La composición del hueso es la de una mezcla de fibras de colágeno (proteína o polímero orgánico que contiene Cl, S, K, Na por el suero fisiológico) y hidroxipatito en la denominada zona trabecular. En realidad, la microestructura del hueso es la

meta final a la que se debería llegar en la investigación de biocerámicos en general. La fig. 2 muestra una microfotografía de microscopía electrónica (MEB) donde se puede apreciar la textura porosa del hueso. El tamaño de poros en el caso de implantes porosos puede variar en realidad entre 50-100  $\mu\text{m}$  o entre 100-700  $\mu\text{m}$ . Este tipo de materiales tienen más ventajas en cuanto al crecimiento interior de las fibras de colágeno, pero mecánicamente son más débiles, aunque la unión a largo plazo es mejor. Pero en experiencias ya realizadas (17) se ha visto que los materiales densos presentan más ventajas de tipo mecánico. En algunos biocerámicos el tamaño de poros se controla añadiendo  $\text{CO}_3\text{Ca}$  a la composición original (17). Las características microestructurales del hueso y un implante biocerámico se comparan en la tabla II.

Aprovechando la microestructura porosa de un material refractario convencional y su elevado contenido en  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , SKINNER y cols. (18) han realizado ensayos de empleo de este material en implantes. Su porosidad del 34 por 100 permite el crecimiento interno del tejido óseo con un tamaño de poro de 210  $\mu\text{m}$ .

## 3. Propiedades biomecánicas

Normalmente muchas prótesis tienen que soportar estructuras y estar sometidas a esfuerzos mecánicos, por lo que es una condición necesaria que el biomaterial posea unas condiciones mecánicas, de módulo elástico, resistencia a tracción o a compresión, módulo viscoso, etc., similares a las del tejido óseo que se pretende sustituir. Estas condiciones son muy críticas en el caso de implantes porosos ya que los esfuerzos cíclicos pueden producir posibles roturas por fatiga en la interfase biomaterial-tejido vivo. Actualmente se está abordando el estudio de este problema por el método de los elementos finitos (19). El crecimiento lento de grietas es un factor importante en el diseño de prótesis

Tabla II

### Características microestructurales del hueso y de un biocerámico

	Hueso	Biocerámico
Composición química . . . . .	Hidroxipatito (2/3) + Colágeno (1/3)	Al (Mg, Ca) OXIDOS
Principal constituyente . . . . .	Hidroxipatito	$\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$
Por 100 porosidad total . . . . .	80 por 100	74 + 2 por 100
Tamaño de poros . . . . .	50 - 600 $\mu\text{m}$	80 - 1500 $\mu\text{m}$
Tamaño de grano . . . . .	50 Å ancho 280 Å (eje c)	5 - 10 $\mu\text{m}$
Rugosidad superficial . . . . .	SI	SI

de tipo cerámico. Se puede construir un diagrama de tiempo-probabilidad de deformación para predecir la probabilidad de duración en un nivel determinado de tensionado del material. Asimismo, comparando el comportamiento de biovitrocéramicos con el de alúmina inerte se ha comprobado que el diseño del material es un aspecto muy importante que debe tenerse en cuenta (20).

En el caso de articulaciones de cadera los principales problemas proceden de las dificultades de fijación y de la abrasión mecánica en los miembros de la articulación artificial (4). Dado que los problemas de fijación se han resuelto con el uso de cementos acrílicos, todo el esfuerzo de mejora de estos materiales se centra ahora en estudiar los fenómenos de desgaste por rozamiento. Combinando plásticos con materiales cerámicos, y en simuladores mecánicos, se han logrado implantes que pueden durar 50 años de movimientos normales de una persona. Se suele postular en este tipo de materiales, que no debe producirse ningún fallo dentro de la vida útil de una persona en, al menos, 30 años. Y existe incluso una norma ISO sobre implantes biocerámicos donde se establece las propiedades mecánicas y de resistencia a la corrosión que debe cumplir este tipo de implantes (4).

#### 4. Biovidrios

Los biovidrios presentan varias aplicaciones como implantes quirúrgicos. El campo donde hasta ahora han sido más aplicados es como cementos dentales, pero se han recogido citas concretas de otras aplicaciones en los siguientes campos:

a) En oftalmología se vienen usando desde 1835 vidrios de criolita para sustituir a los de plomo en ojos artificiales (21) y más recientemente se han propuesto el uso de tubos de drenaje de vidrio pyrex para solucionar la obstrucción de canales lacrimales (22) obteniéndose éxito en siete de ocho pacientes.

b) En cirugía del oído medio se han usado vidrios bioactivos de fosfatos de calcio (23).

c) En odontología como cementos dentales existen numerosas citas al respecto. Así se han usado vidrios lixiviables de  $F_2Al - F_2Ca$ . Otras composiciones son a base de fluorsilicatos de aluminio y calcio, o de fluor-

silicato de aluminio y sodio (24). Otros cementos dentales están constituidos por vidrios de borato de aluminio  $B_2O_3 - Al_2O_3$  junto con polímeros del ácido 2 propenoico. Se han desarrollado también cementos dentales a base de vidrios de fosfato de aluminio y vidrios conteniendo óxidos de tierras raras como Ce y La.

d) En cirugía plástica se han propuesto globos de vidrio bien tolerados por el espacio retromamario (25).

e) Fibras de vidrios a base de apatito se han preparado por equipos de investigación japoneses (26). Estas fibras convenientemente empaquetadas se han implantado en zonas femorales de conejos con buenos resultados. Después de dos semanas la solubilidad del  $Ca^{2+}$  y  $PO_4^{3-}$  de la fibra vítrea en la solución salina fisiológica permite un reforzamiento del hueso.

f) Por último, implantes dentales de biovidrios se han realizado por STANLEY, HENCH y cols. (27) en hembras de babuínos con muy buenos resultados. Otras aplicaciones menos frecuentes se refieren a minibioelectrodos de vidrio para medidas de pH en placas dentales o en el plasma sanguíneo (28), vidrios recubiertos con silicona anticoagulantes ensayados en la vena cava de monos rhesus (29).

El equipo de la Universidad de Florida, de HENCH y cols. (30, 31) han realizado la mayor proporción de trabajos sobre biovidrios. En la tabla III se recogen esquematizados los diversos tipos de biovidrios ensayados por este equipo de investigación, así como una clasificación de biovidrios. Estos pueden ser no porosos y porosos. Se pueden usar como recubrimientos de  $Al_2O_3$  o de metales, e incluso en materiales compuestos con  $Al_2O_3$  o polímeros.

##### 4.1. Composiciones y método de obtención

En la tabla IV se han recogido las principales composiciones de biovidrios preparados por HENCH y cols. (30, 31, 32). Para obte-

ner este tipo de vidrios se realiza la fusión en crisol de platino y el colado en moldes de grafito análogamente a cualquier vidrio de laboratorio. Aunque no se especifican otras características de la fusión, es de suponer que ésta se ha de realizar en hornos eléctricos en atmósfera oxidante y no en hornos de gas

para evitar la inclusión de elementos que contaminen al vidrio.

Los implantes de biovidrio se preparan por corte y pulido del vidrio colado dejando rayas menores de  $0.3 \mu\text{m}$  y una rugosidad superficial aproximada de  $0.1 \mu\text{m}$ . Usando un pantógrafo, semejante al usado para hacer

Tabla III  
Implantes quirúrgicos basados en vidrios

Material	Aplicaciones posibles después de experiencias con animales
No porosos	Biovidrio Reconstrucción de mandíbulas Reconstrucción del oído medio Fusión vértebras columna
	Biovitrocerámicos Implantes dentales Reconstrucción de mandíbulas Fusión vértebras columna Sustitución de huesos
Porosos	Biovidrio (superficie porosa) Ninguna hasta el momento
Recubrimientos	Biovidrio con $\text{Al}_2\text{O}_3$ alta densidad Reconstrucción de mandíbulas Reconstrucción oído medio Fusión vértebras columna
	Biovidrio sobre acero inoxidable Prótesis articulación de cadera Fijación miembros artificiales al hueso Aislamiento electrodos neuronales
Materiales compuestos	$\text{Al}_2\text{O}_3$ + Biovidrio Polimero + Biovidrio Ninguna hasta el momento Conexiones de tejidos blandos y huesos

Tabla IV  
Composiciones de algunos biovidrios según L. L. HENCH

Oxido Biovidrio	$\text{SiO}_2$	$\text{CaO}$	$\text{Na}_2\text{O}$	$\text{P}_2\text{O}_5$	$\text{B}_2\text{O}_3$	$\text{F}_2\text{Ca}$	$\text{K}_2\text{O}$	$\text{ZnO}$	T (°C) Colado	T (°C) Recoc.
1	45	24.5	30.5	—	—	—	—	—	—	—
2	45	24.5	27.5	3.0	—	—	—	—	—	—
3 ó 4SS5	45	24.5	24.5	6.0	—	—	—	—	1350	500
4	45	24.5	18.5	12.0	—	—	—	—	—	—
45S 5F	43	12	23	6.0	—	16	—	—	1200	350
45B 15S5	30	24.5	24.5	6.0	15	—	—	—	1150	375
45 B 5 S5	45	24.5	24.5	6.0	5	—	—	—	—	—
KCP 1	45	24.5	—	6.0	—	—	24.5	—	1350	550
45S5-N	50	24.5	19.5	6.0	—	—	—	—	1350	550
45S5-C	50	19.5	24.5	6.0	—	—	—	—	1350	550
KZS30 20	50	—	—	—	—	—	30	20	1500	700



copias de llaves, se han obtenido réplicas exactas de dientes (31). Previamente se prepara un molde metálico negativo del diente a replicar empleando el método de la cera perdida. Se requieren unos 30 minutos para preparar una réplica totalmente terminada de una pieza dental. Se han implantado estos dientes artificiales en numerosos babuínos con excelentes resultados.

Otros materiales vítreos de potencial aplicación como implantes son los biovidrios de superficie porosa, pues pueden mejorar la unión entre el hueso y el implante. Se han preparado réplicas de dientes con tamaños de poro de 100  $\mu\text{m}$ . Se aplica un recubrimiento superficial que se sinteriza posteriormente. Para ello se prepara una barbotina de 1 g de biovidrio en 1 ml de agua y 0.1 g de aglomerante de goma celulósica, que se aplica con una espátula, se seca a 100° C durante 30 minutos y se sinteriza durante 15 minutos a temperatura elevada. Aun así, este tipo de implantes no han tenido hasta la fecha el éxito de los implantes no porosos.

Otro tipo de biovidrios son aquellos que se formulan de tal manera que liberen lentamente iones inorgánicos en un entorno acuoso disolviéndose a una velocidad determinada previamente. Se moldean en varillas, tubos, fibras o en bloques de vidrio espumoso. Se basan en composiciones del sistema  $\text{CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$  y se usan preferentemente en ortopedia o de manera pasiva en el relleno temporal de implantes en zonas donde no sea necesario el estar sometidos a cargas para aumentar el crecimiento de los tejidos hacia el hueso (33).

#### 4.2. Mecanismos de actuación

El comportamiento de los biovidrios obtenidos por el equipo de HENCH es tal que, por ejemplo, el de composición 3 ó 45 S 5 después de tres semanas de implantado en el fémur de una rata ya aparecen osteoblastos (células del hueso creciendo) en la interfase, que generan fibrillas de colágeno y mucopolisacáridos que se incorporan a la estructura gelatinosa de la superficie del implante (32).

Después de 6 semanas se forman colonias de nuevo hidroxiapatito que se pueden observar por MET y simultáneamente tiene lugar la mineralización del fosfato de calcio dentro de esta capa gelificada. Con el tiempo ambos frentes avanzan hasta que se logra la unión completa entre hueso e implante. Después de 6 meses en más de 21 monos implantados no se ha observado ningún caso de rotura en la interfase.

Realizando numerosos microanálisis por EEA (espectroscopía de electrones Auger) con procedimientos de adelgazamiento por bombardeo iónico, se ha podido aclarar los mecanismos químicos que tienen lugar en la superficie de biovidrios. Como se sabe, la superficie del vidrio puede ser de varios tipos (fig. 3) (34). El tipo I es el que corresponde a la sílice vítrea a  $\text{pH} = 7$ . El tipo II corresponde por ejemplo a un vidrio de  $\text{R}_2\text{O-RO-SiO}_2$  con bajo contenido en  $\text{R}_2\text{O}$  en el que se produce desalcalinización superficial. En el tipo III se produce una doble capa por desalcalinización y precipitación y da lugar a vidrios muy resistentes químicamente. El tipo IV corresponde a vidrios de  $\text{Na}_2\text{O-SiO}_2$  ó  $\text{K}_2\text{O-SiO}_2$  ricos en álcalis y de poca durabilidad y el tipo V corresponde a vidrios de silicato a  $\text{pH} > 9-10$ . Los biovidrios investigados por HENCH y cols. forman con el tiempo una doble capa protectora por lo que están en el caso III. Gracias a esa doble capa se forma un enlace fuerte y estable entre el vidrio y el hueso vivo.

Se ha comprobado que el sodio se lixivia en la superficie del vidrio en una capa de unas 0.3  $\mu\text{m}$  (300 nm), aunque en los primeros análisis por EEA no se pudo analizar el sodio superficial (35), posteriormente en unas condiciones especiales (36) enfriando la muestra en  $\text{N}_2$  líquido a 80° K se ha podido determinar este elemento que es difícil de analizar por EEA en vidrios debido a los campos electrostáticos del propio haz elec-

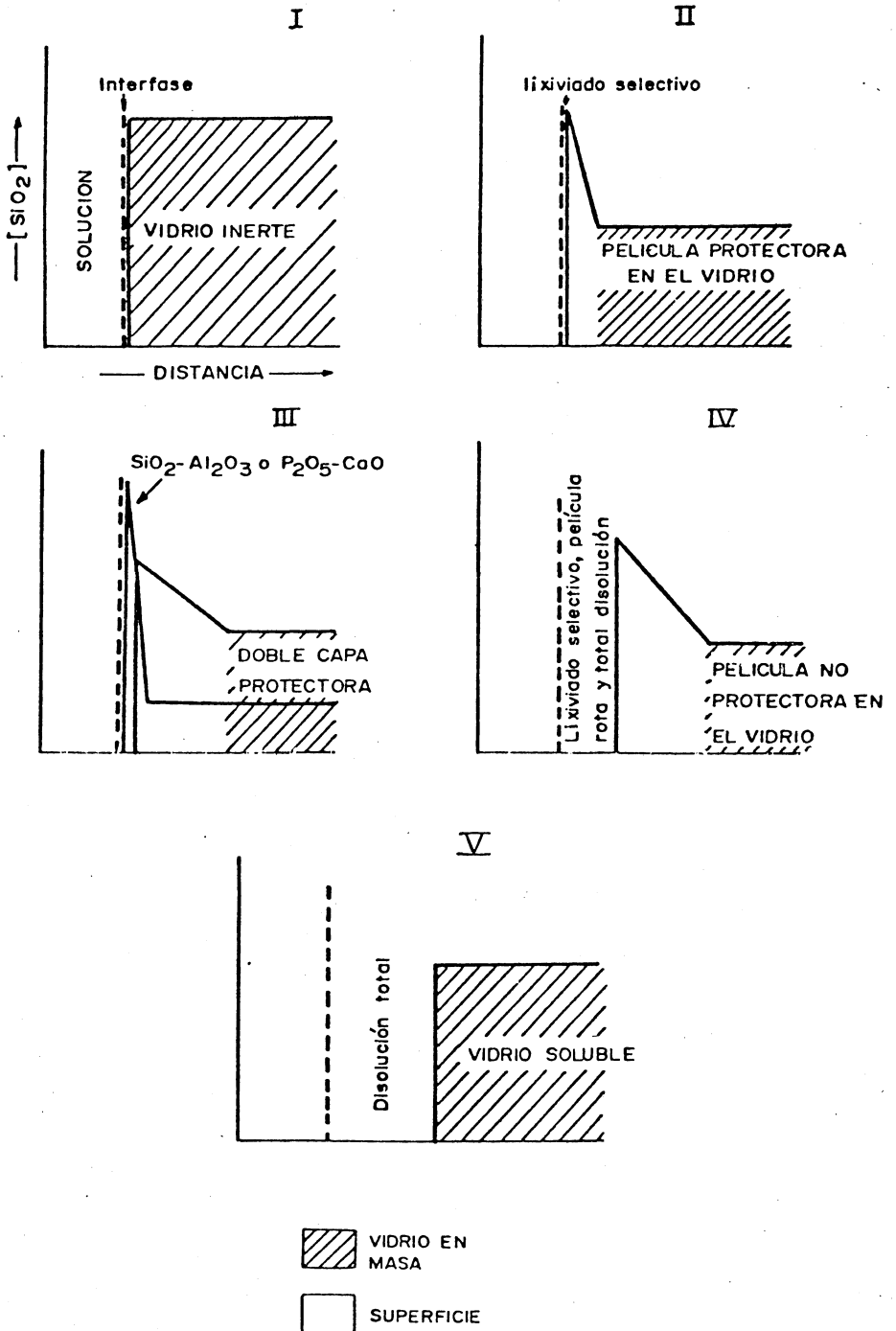


FIG. 3.- Diversos tipos de superficie que pueden darse en los vidrios (34).

trónico, a volatilización por calentamiento localizado y a desorción inducida por los electrones. Al lixiviarse el sodio superficialmente se forma una capa de  $\text{SiO}_2$  con estructura porosa de gel. Además por EEA se ha demostrado que los constituyentes orgánicos penetran en esa capa detectándose  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{N}$  y  $\text{C}$ .

Se ha determinado la composición de la primera capa rica en  $\text{SiO}_2$  y la segunda capa o película rica en  $\text{P}_2\text{O}_5$ - $\text{CaO}$  en función del contenido de  $\text{P}_2\text{O}_5$  en el biovidrio (37) con-

virtiendo las alturas de los picos de EEA en porcentajes en óxidos. Para ello se han convertido los tiempos de bombardeo iónico en profundidad desde la superficie para estimar la película de corrosión. Así, en la fig. 4 se puede ver que el espesor de la capa rica en sílice es de  $2\text{-}2.5 \mu\text{m}$ . Y el de la película rica en  $\text{P}$  y  $\text{Ca}$  es de  $0.5 \mu\text{m}$ . hecho que se aprecia mejor en el vidrio con el 6 por 100 de  $\text{P}_2\text{O}_5$ . Asimismo, la película rica en  $\text{P}$  y  $\text{Ca}$  es mayor en el vidrio con el 12 por 100 de  $\text{P}_2\text{O}_5$ .

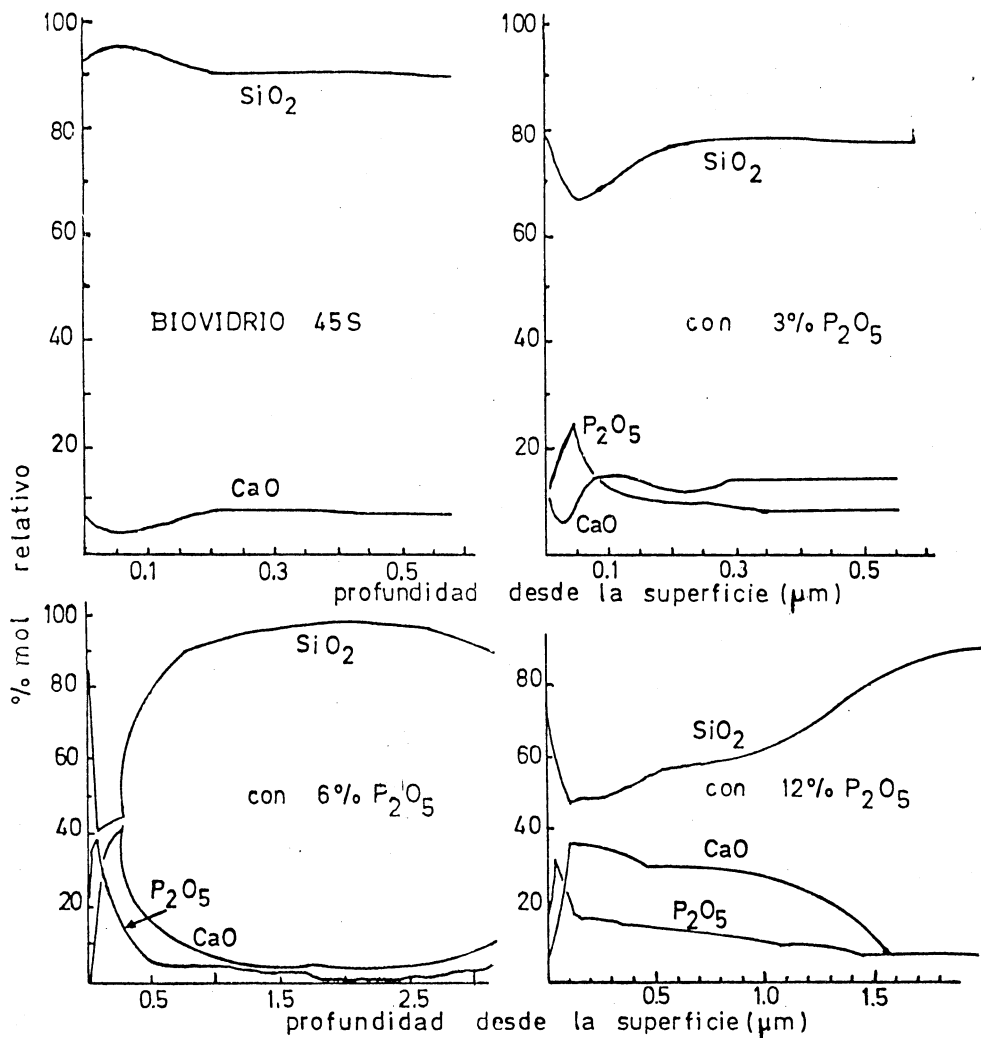


FIG. 4.- Perfiles de composición (en por 100 mol) de superficie de biovidrios atacadas químicamente durante 1 hora a 37° C en pH = 7.4 (37).

Este tipo de ensayos se realizan en un medio biológico simulado de solución acuosa tampón de pH = 7.4 con tri-hidro-ximetil-amino-metano con ClH a 37° C.

El papel del P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> parece ser que se relaciona con el efecto que ejerce sobre la separación de fases, rompiendo los enlaces de silicato y uniéndose al Ca con lo que se reduce la resistencia a la corrosión de la fase de silicato (que pierde el calcio) y se ataca fácilmente por soluciones acuosas ligeramente alcalinas. Un efecto semejante puede tener lugar con la humedad en la superficie de vidrios opales de fosfato.

Resumiendo, el mecanismo propuesto por HENCH (31) que tiene lugar en biovidrios expuestos a medios biológicos es el siguiente:

1) Inmediatamente después de la exposición a un medio acuoso se produce un cambio iónico  $\text{Na}^+ \rightleftharpoons \text{H}^+$ .

2) Después de 15-30 min se lixivia la sílice en la superficie del vidrio.

3) Al mismo tiempo se forma una fina capa superficial de 0.2 μm rica en Ca<sup>2+</sup> y P<sup>5+</sup>.

4) Cuando se forma esta capa, el ataque preferencial de la sílice termina y se forma una capa de 2-3 μm rica en sílice por debajo de la anterior.

5) Cuando la solución se concentra en Ca<sup>2+</sup> y P<sup>5+</sup>, comienza a crecer la fina capa de (PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>Ca<sub>3</sub> superficial expuesta a la solución.

6) Esta capa de (PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>Ca<sub>3</sub> cristaliza en estructura de apatito con un tiempo de 1.500 h (62 días y medio) en solución ligeramente alcalina. Este fosfato cristalizado consolida la unión del vidrio al hueso.

Se ha comprobado realizando ensayos con vidrios de diferente composición (tabla IV) que la velocidad de formación de esta capa se acelera sustituyendo B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> por SiO<sub>2</sub>; se reduce y estabiliza sustituyendo CaO por F<sub>2</sub>Ca. Y se producen también retrasos en la velocidad de reacción superficial con adiciones bajas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o bajando la razón Na<sub>2</sub>O/SiO<sub>2</sub>.

### 4.3. Biovidriados

Los biovidrios pueden aplicarse como vidriados sencillos o dobles sobre dos tipos de materiales:

- a) Materiales cerámicos de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> del 96 ó 99 por 100.
- b) Acero inoxidable.

a) En el primer caso se aplica el biovidrio para aumentar la resistencia a la rotura del implante. El proceso de aplicación puede ser por proyección de plasma o por un proceso semejante al del esmaltado convencional.

Los recubrimientos con doble capa presentan la ventaja de disminuir la difusión del ión aluminio en la segunda capa y por tanto aumentar la velocidad de reactividad superficial produciendo un mejor enlace con el hueso. Se han logrado con este tipo de implantes buenas resistencias mecánicas en la unión después de 30 días desde que tuvo lugar la operación (30, 31).

Otros autores han investigado este tipo de implantes en prótesis intraóseas usando el biovidrio 45 S 5 conteniendo B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Pero la estabilidad de la interfase fue baja en este caso (38).

b) Otro tipo de biovidriado es el depositado sobre implantes de acero inoxidable del tipo 316 L usando el método de deposición por plasma. Este método se ha usado para depositar mezclas de vidrios Pyrex 7740 o Vycor con ZrO<sub>2</sub> o Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sobre metales (39) (la proporción en el caso del vidrio Pyrex era del 20-40 por 100). Y es ampliamente conocido para depositar otros materiales cerámicos como ZrO<sub>2</sub> sobre tubos de acero inoxidable (40).

Como el coeficiente de dilatación del biovidrio es igual al del acero, se evita que se produzca hinchamiento térmico durante el enfriamiento. Al aplicar el recubrimiento es importante evitar la difusión de metales de transición en el biovidrio que alterarían sus propiedades biológicas. Es fundamental en este caso controlar la viscosidad del vidrio y

la oxidación superficial del metal. Se sustituye en las composiciones de partida  $B_2O_3$  por  $SiO_2$  y  $F_2Ca$  por  $CaO$  para disminuir la viscosidad del vidrio. El sustrato debe precalentarse por encima del punto de reblandecimiento del vidrio.

Por este método el espesor del vidriado es de 0,5 mm y después de 14 meses de estar implantado en monos la unión hueso-implante seguía siendo muy sólida, sin observarse efectos de corrosión, ni alteración de los tejidos circundantes (12, 32). Por MEB y AXDE se ha visto que existe enlace entre el hueso y la interfase, y se ha analizado la composición del gel de enlace y la del vidrio original.

### 5. Biovitrocerámicos

El equipo de investigación de la Universidad de Florida (30, 31, 32) ha desarrollado implantes de biovitrocerámicos no porosos a partir de vidrios como por ejemplo el 45 S 5 de la tabla IV. Para desarrollar estos materiales vitrocerámicos se controla la microestructura por un proceso en dos etapas: de nuclea-

ción y cristalización. Con un tratamiento térmico adecuado se puede aumentar la resistencia de 34,4 a 58,5  $MN/m^2$  por ensayo de resistencia a la compresión lo que equivale a unos 68,8  $MN/m^2$  de módulo de rotura. Para controlar la microestructura de estos materiales se añade además platino como agente nucleante en proporciones del 0,001-0,1 por 100 en peso, lo que disminuye notablemente el tamaño de grano (fig. 5).

Los biovitrocerámicos se pueden usar en la sustitución de huesos partidos, de manera que se ha ensayado un material de este tipo en el fémur de un mono durante seis meses. Después de este tiempo, la interfase entre el hueso y el segmento de biovitrocerámico implantado permanece intacta (31). De hecho, existen pocos trabajos de investigación sobre el empleo de vitrocerámicos en implantes quirúrgicos a pesar de las posibilidades por su versatilidad de composición, control microestructural, porosidad y buenas propiedades mecánicas. Aún así se pueden citar varias investigaciones ya realizadas, como por ejemplo:

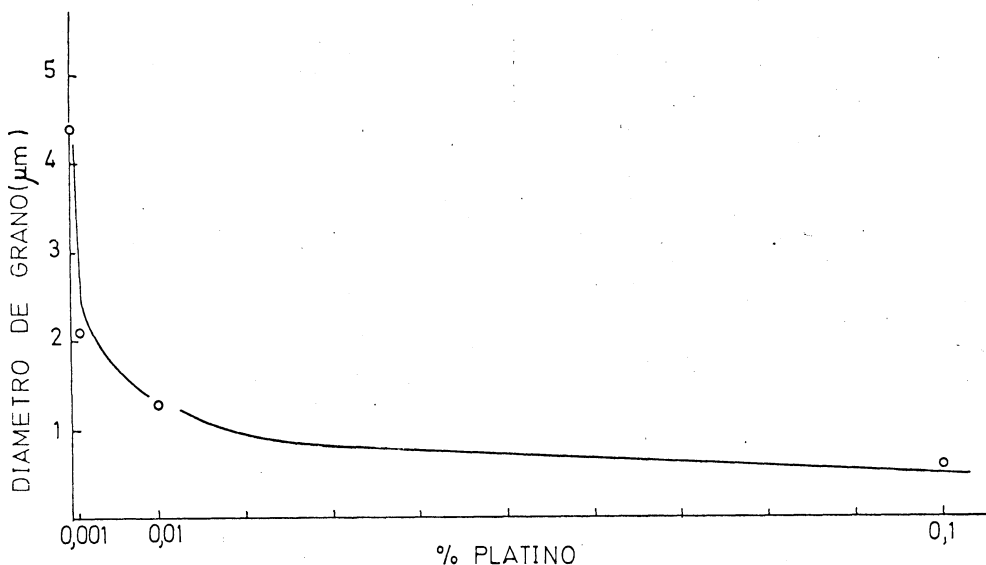


FIG. 5.— Efecto de la adición de Pt como agente nucleante de la cristalización sobre el tamaño de cristal del material biovitrocerámico (31).

a) Implantación de tejidos blandos (41): Los materiales vitrocerámicos son compatibles con los tejidos blandos. Las células formadas presentan una morfología normal pero presentan elevada solubilidad con lo que debe elegirse con precaución la composición del implante.

b) Implante de senos nasales (42): Se han reconstruido en 38 conejos defectos en el puente de la nariz o en el *septum* nasal, no observándose ninguna reacción inflamatoria después de quince meses de efectuada la operación.

c) Implantes en cirugía maxilar (43): Se ha experimentado con el vitrocerámico Cera-vital para sustituir huesos de la mandíbula inferior en doce pacientes.

d) Anclajes de fémur (44): Para este fin se han ensayado materiales vitrocerámicos en ratas, consiguiendo una buena unión entre el

implante y el hueso usando las técnicas habituales en este tipo de experimentaciones.

PERNOT, ZARZYCKI y cols. (45) han elaborado un material vitrocerámico útil como implante a partir de un vidrio espumoso.

El vidrio original está constituido por una mezcla de  $(\text{PO}_3)_2\text{Ca}$  (80 por 100) y  $\text{PO}_4\text{Al}$  (20 por 100), usando  $\text{CO}_3\text{Ca}$  como agente espumante. Se ha determinado la temperatura de cristalización óptima con un ensayo de análisis térmico diferencial (ATD) (fig. 6). Tratando el vidrio original a  $650^\circ\text{C}$  tienen lugar las dos etapas de sinterización y espumado. Se forman diámetros de interconexión entre los poros de  $15\ \mu\text{m}$  y algunos cristales de  $(\text{PO}_3)_2\text{Ca}$ . A partir de este diámetro se han observado en muchos casos penetración del tejido fibroso. Como la composición de este material es biodegradable es posible que a partir de las  $15\ \mu\text{m}$  el tejido avance en su crecimiento hacia el hueso mineralizado según aumentan de tamaño los huecos o poros. La porosidad abierta de este material biovitrocerámico varía entre el 35 y el 75 por 100 dependiendo de la proporción del agente espumante. Según puede verse en las curvas de repartición de porosidad, determinadas por porosimetría de mercurio (fig. 7), los diámetros de interconexión entre los poros superan los  $15\ \mu\text{m}$ . Si las porosidades son elevadas y cercanas (65 y 70 por 100) el diámetro de interconexión es mayor cuando la porosidad es del 65 por 100. Se ha comprobado por MEB (41) que existe una buena formación del tejido óseo mineralizado, tanto en la superficie como en el interior de los poros del biomaterial vitrocerámico.

En Italia un equipo multidisciplinar ha desarrollado un biovitrocerámico con buenas características químicas y de biocompatibilidad. Se ha seguido el cultivo de células como la evolución del material en implantes endoóseos por MEB y microanálisis de rayos X (46). Asimismo, Mc LEAN y cols. (47) han preparado algunas composiciones de vidrios que pueden cristalizar superficialmente. Este

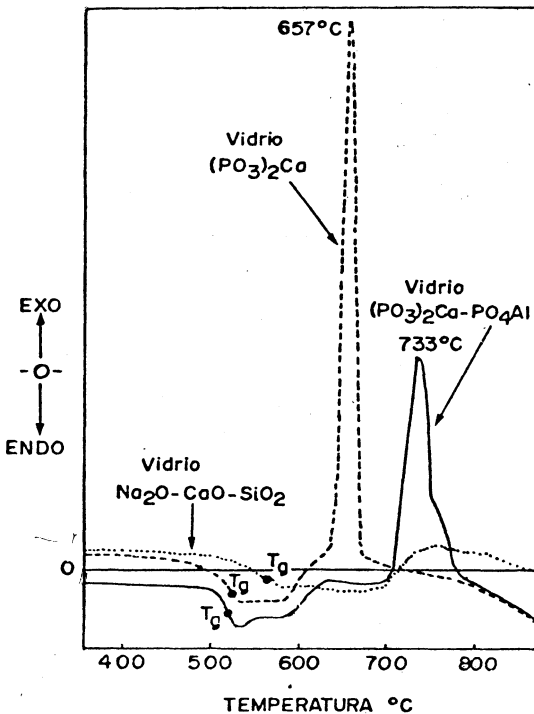


FIG. 6.—Análisis térmico diferencial de vidrios originales para la obtención de biovitrocerámicos porosos (45).

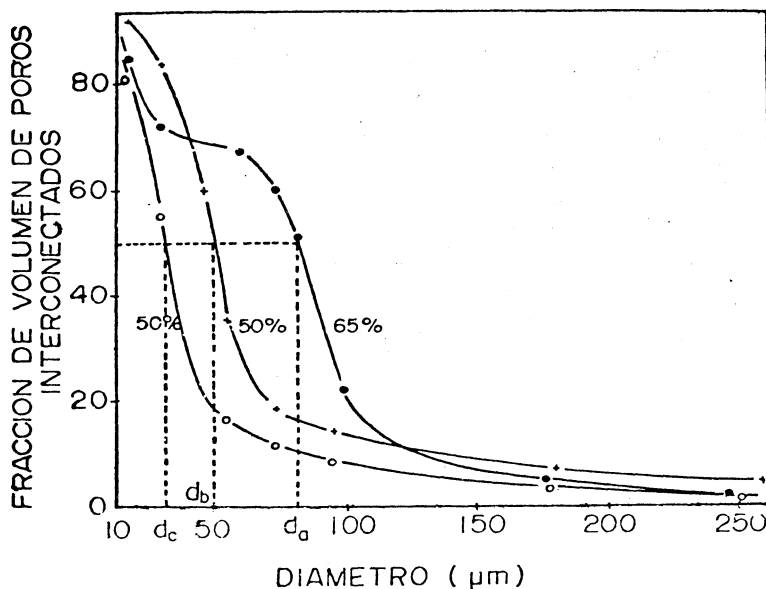


FIG. 7.—Curvas de distribución de diámetros de interconexión de poros. Se representa la fracción de volumen de poros que se comunican entre sí por aberturas de diámetro superior o igual frente al diámetro de los poros en  $\mu\text{m}$  (45).

tipo de vidrios con una corteza o capa superficial de cristalización pueden ser usados en implantes dentales para producir esmaltes que devitrifican superficialmente. La tabla V recoge los intervalos de composición de estos materiales con cristalización superficial que tienen aplicación en odontología.

Por vía química y cerámica se han realizado últimamente investigaciones (48) para

obtener materiales prostéticos de  $\beta$ -fosfato cálcico o whitlockita,  $(\text{PO}_4)_2\text{Ca}_3$ , y de hidroxilapatito,  $(\text{PO}_4)_6\text{Ca}_{10}(\text{OH})_2$ . La principal dificultad en la obtención de estos biocerámicos es lograr una elevada resistencia y una composición de fase única. Así pues, el tratar de cristalizar estas fases en un material vitrocerámico puede dar buenos resultados en su aplicación como implantes. No sólo los materiales obtenidos a partir de composiciones del sistema  $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$  pueden dar lugar a biovitrocerámicos reabsorbibles, sino que también puede ser interesante investigar nuevas composiciones en los sistemas  $\text{P}_2\text{O}_5\text{-CaO-MgO}$  y  $\text{CaO-Al}_2\text{O}_3\text{-P}_2\text{O}_5$ .

Tabla V

**Composición de biovidrios con cristalización superficial aplicables en implantes dentales**

Material óxido (por 100)	Opaco	Translúcido
$\text{SiO}_2$	48'00-59'00	54'79-67'00
$\text{Al}_2\text{O}_3$	16'30-20'00	17'40-22'00
$\text{K}_2\text{O}$	8'40-10'30	8'70-10'60
$\text{Na}_2\text{O}$	5'70- 7'00	6'60- 8'10
$\text{CaO}$	1'20- 1'45	1'70- 2'10
$\text{B}_2\text{O}_3$	1'20- 1'45	—
$\text{TiO}_2$	2'70- 3'30	0'25- 0'29
$\text{SnO}_2$	4'30- 5'25	—
$\text{ZnO}$	1'2 - 1'5	—

**6. Materiales compuestos a partir de biovidrios y biovitrocerámicos**

Las propiedades mecánicas de los vidrios y materiales vitrocerámicos usados como implantes quirúrgicos pueden ser notablemente mejoradas con la obtención de materiales

compuestos enfibrados. Se pueden obtener varios tipos de estos materiales, entre los que destacan los compuestos por fibras de biovidrio y:

- a) alúmina
- b) polímeros
- c) fibras metálicas

a) Con los materiales de este primer grupo las investigaciones no han dado los resultados que eran de prever (30, 31). Se obtienen mezclando biovidrios con polvo de  $Al_2O_3$  de dos tamaños ( $0.3 \mu m$  y  $100 \mu m$ ) usando un aglomerante de silicato sódico al 0.1 por 100 y agua al 1.5 por 100 en peso. Las mezclas se prensan en discos, se secan y se cuecen a temperaturas entre los  $700$  y  $1.300^\circ C$ . Este tipo de materiales dieron malos resultados como implantes, ya que liberan grandes concentraciones de polvo de alúmina deteriorando los tejidos en ensayos realizados con ratones durante un año (30).

b) Mejores resultados se han obtenido con materiales compuestos de fibras de biovidrio y polímeros orgánicos. Se ha obtenido así un material compuesto de marca registrada denominado Bioglass-Silastic que consta de fibras de vidrio de  $0.003-0.040$  pulgadas de diámetro. La resistencia a la compresión de este material es de  $150 MN/m^2$  y tiene un módulo de Young de  $3.5 GN/m^2$  con una fracción de volumen de vidrio del 76.2 por 100.

La NASA ha desarrollado varios materiales a base de fibras de vidrio reforzando a plásticos (del tipo de resinas epoxi o polietileno) para la sustitución de caderas (49) e incluso se han usado ya en operaciones de craneoplastia en los últimos años con éxito en más de 86 pacientes (50). Incluso se han obtenido plásticos reforzados con fibras de materiales vitrocerámicos que presentan en su empleo en prótesis unas propiedades superiores a las de los plásticos reforzados por fibras (51).

c) El material compuesto que hasta la

fecha parece presentar mayores posibilidades para su uso como biomateriales es el formado por un biovidrio 45 S 5 con fibras metálicas de acero inoxidable AISI 316 L. Este tipo de biomaterial se obtiene con un proceso de inmersión de las fibras metálicas en el vidrio fundido (52).

Después de la inmersión de las fibras metálicas en el vidrio fundido a  $1.375^\circ C$  se ha sometido el material a un tratamiento térmico de nucleación a  $500^\circ C$  durante 3 horas seguido de otro de cristalización a  $800^\circ C$  de 3 a 6 horas con objeto de mejorar la resistencia al choque térmico. Los tres parámetros más importantes en las fibras para obtener este tipo de materiales son: La sinterización de las fibras en el material preformado, el grado de trabajo en frío de las mismas, y el diámetro de las fibras. Asimismo, las variables que afectan a la impregnación y en las que es fundamental su control son:

- 1) Viscosidad del vidrio fundido.
- 2) Dilatación térmica del metal y del vidrio.
- 3) Oxidación y rugosidad de la superficie metálica.
- 4) Temperatura del metal en el tiempo de inmersión.
- 5) Longitud de la inmersión.
- 6) Temperatura y tiempo de tratamiento térmico del recubrimiento.

Antes de la inmersión es necesario oxidar las fibras metálicas en aire a  $800^\circ C$  durante 10 minutos con objeto de obtener un íntimo contacto entre fibra y biovidrio. De esta manera se ha obtenido una interfase entre ambos componentes de unas  $5 \mu m$  de espesor.

Con estos enfibrados (52) se ha logrado un notable reforzamiento de las propiedades mecánicas, como puede verse en la tabla VI. Los mejores valores de resistencia mecánica a la tracción se obtienen en los compuestos por fibras de  $50 \mu m$  en una proporción del 45 por 100 y en los de  $100 \mu m$  en proporción del 60 por 100. Se ha comprobado además la existencia de una ductibilidad del 10 por 100



Tabla VI

## Resistencia a la rotura de materiales compuestos de fibras metálicas + vidrio

Muestra	Ensayo	MOR (MPa)	Desviación standard
50-S-45	Tensión	91'9	15'2
( $\mu\text{m}$ )-(por 100 fibras)	Flexión	290'4	42'4
100-S-60	Tensión	97'9	12'8
( $\mu\text{m}$ )-(por 100 fibras)	Flexión	339'9	71'9
Vidrio original	Flexión	42	—

en estos materiales y una deformación plástica hasta los 90°. Esta deformación tiene lugar sin perjuicio de la microestructura del biovidrio matriz, aunque puede tener lugar algo de agrietamiento en el mismo. Ahora bien, la rotura de estos materiales requiere cinco pasos o etapas para que pueda tener lugar, lo que aumenta notablemente el valor de la tensión necesaria para su rotura.

## 7. Conclusión

Se han dejado conscientemente fuera de esta revisión otros materiales, tales como los de grafito, carbono vítreo, materiales tipo Sialon, nitruros de silicio y nitruros de aluminio, a los que últimamente se están dedicando investigaciones como biomateriales. Aún así, se aprecia el gran volumen de investigaciones realizadas para emplear los vidrios y materiales vitrocerámicos clásicos y su buen comportamiento, en general, en múltiples aplicaciones como implantes. La mayor parte de las investigaciones realizadas con este tipo de biomateriales se han llevado a cabo en todos los países con gastos estatales, debido a su elevado coste, y formando equipos interdisciplinarios, incluso a escala internacional, comprendiendo: cirujanos, histólogos, expertos en biomecánica, científicos expertos en ciencia de los materiales, ingenieros y técnicos de producción. Países tales como Estados Unidos, Japón, Francia, Alemania, Inglaterra, Italia, Checoslovaquia y Polonia, llevan ya realizada una gran tarea de investigación en este campo en los últimos años.

A la vista de esta revisión, pensamos que España está actualmente en condiciones de iniciar su propio camino de investigación formando un equipo multidisciplinar que trabaje con un objetivo común y concreto sobre estos biomateriales que, como es bien conocido, ayudan a resolver problemas sanitarios de gran repercusión social y humana.

## BIBLIOGRAFIA

- HULBERT, S. F. (1982): History of bioceramics. 2.º Biosimposium Ceramurgia XII, 3.
- JOZEFONVICZ, I. y JOZEFONVICZ, M. (1982): Los biomateriales. *Mundo Científico* 17, 864-875.
- CINI, L. (1975): Bioceramics: The objects achieved and future prospects. *Ceramica Informazione*, marzo, 102, 159-163.
- ZEIBIG, A. (1982): Bioceramics. An example of the innovative potential for advanced technical ceramics. *Berichte Deut. Keram. Ges.* 4, 242-248.
- MOUNTVALA, A. I. (1973): Surface properties of bioceramic vascular prostheses. *Am. Cer. Soc. Bull.* 52, 5, 479-482.
- MESSING, R. A. (1977): Glasses as bioactive materials. XI Congreso Internacional del Vidrio. Praga (1977) o *J. Non-Cryst. Solids* 26, 1-3, 482-513.
- HENCH, L. L. y ETHRIDGE, E. C. (1980): Biomaterials. An interfacial approach. Edit. Academic Press, New York.
- BHASKAR, S. N.; BRADY, I. M.; GETTER, L.; GROMER, M. F.; DRISKELL, T. y O'HARA (1971): *M. Oral Surg.* 32, 336.
- GROOT, K. de (1980): *Biomaterials* 1, 47.
- HENCH, L. L.; SPLINTER, R. I.; ALLEN, W. C. y GREENLEE, T. K.; Jr. (1972): *J. Biomed. Mater. Res. Symp.* 2, 117.
- BRÖMER, H.; DEUTSCHER, K.; BLENCKE, B.; PFEIL, E. y STRUNZ, V. (1977): Properties of

- the bioactive implant material «Ceravital». *Science of Ceramics*, Volumen 9, 219-225. Edit. Sociedad Holandesa de Cerámica.
12. HENCH, L. L. (1975): Ceramic implants. *Glass and Ceramic Bulletin* 22, 2-3, 82-88.
  13. HENCH, L. L. (1980): *Science* 208, 826.
  14. HULBERT, S. F.; MORRISON, S. I. y KLAWITTER, I. I. (1972): *Biomed. Mater. Res.* 6, 347.
  15. HULBERT, S. F. y KLAWITTER, I. I. (1972): *J. Mater. Res. Bull.* 7, 1.239.
  16. KLAWITTER, I. I. y WEINSTEIN, A. M. (1974): *Acta Orthop. Belg.* 40, 755.
  17. SWIECKI, Z.; MICHALSKA, G. y BIENIEK, I. (1979): Bioceramics for orthopedic purposes. Part II. The ceramic materials. *Szklo i Ceramika* 30, 11, 271-273.
  18. SKINNER, H. B.; DAVIS, C. M.; SHACKELFORD, I. F. y HUNG-LUNG LIN (1980): Evaluation of a commercial refractory as a prothetic implant material. *Am. Cer. Soc. Bull.* 59, 7, 749.
  19. BRAND, R. A. (1978): Mechanical failure of total joint replacement. Document 916-78. Steering Committee, American Academy of Orthopedic Surgeons, Chicago, 81.
  20. HASTINGS, G. W. (1979): Assessing the properties of biomaterials. *Interceram* 1, 65-66.
  21. MARTIN, O. y CLODINS, L. (1979): The history of the artificial eye. *Am. Plast. Surg.* 3, 2, 168-171.
  22. MEDGYESI, S. (1977): Tear drainage. Reconstruction by implantation of a glass tube prothesis. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 11, 1, 83-85.
  23. JAHNKE, K. y PLESTER, D. (1980): Keramik Implantate in der Mittelohrchirurgie, Univ. HNO Klin. Tübingen, 28, 4, 109-114.
  24. BARVINOK, G. M.; LYSENOK, L. N. y SYCHEV, M. M. (1981): The leachability of sodium-aluminum-fluorine-silicate glasses by phosphoric acid solutions. *Fiz. Khim. Stekla* 7, 3, 368-370.
  25. SCHWARZMÄNN, E. (1977): The technique of mammoplasty. *Plast. Reconstr. Surg.* 59, 1, 107-112.
  26. TOGAI, H.; KOBAYASHI, M.; NIWA, S.; SOMIYA, M.; ONO, M. y TAKEUCHI, H. (1982): Preparation of apatite glass fiber and possibility application as biomaterial. 2.º Biosimposium. *Ceramurgia* XII, 3.
  27. STANLEY, H. R.; HENCH, L. L.; GOING, R. y col. (1976): The implantation of natural tooth form bioglasses in baboons. A preliminary report. *Oral Surg.* 42, 3, 339-356.
  28. NEWMAN, P.; MCFADYEN, E. E.; GILLIESPIE, F. C. y STEPHEN, K. W. (1979): An indwelling electrode for in-vivo measurements of the pH of dental plaque in man. *Arch. Oral Biol.* 24, 7, 501-507.
  29. RODMAN, N. F.; WOLF, R. H. y MASON, R. G. (1974): Venon thrombosis on phosthetic surfaces. Evolution and blood coagulation studies in a nonhuman primate model. *Amer. J. Path.* 75, 2, 229-238.
  30. HENCH, L. L. (1976): The processing of bioceramics. *La Ceramica*, 78, 92-100.
  31. HENCH, L. L. (1977): La fabbricazione dei bioceramici. *Ceramurgia* VII, 5, 253-266.
  32. HENCH, L. L. (1977): Bioceramics. *Science on Ceramics*. Volumen 9, 193-211. Sociedad Holandesa de Cerámica.
  33. BURNIE, I.; GILCHRIST, T.; DUFF, S. R. I. y col. (1981): Controlled release glasses for biomedical uses. *Biomaterials* 2, 4, 244-246.
  34. HENCH, L. L. (1977): Physical chemistry of glass surfaces. *J. Non Cryst. Solids* 25, 1-3, 344-369.
  35. PANTANO, C. G. Jr.; CLARK, A. E. Jr. y HENCH, L. L. (1974): Multilayer corrosion films on bioglass surfaces. *J. Amer. Cer. Soc.* 57, 9, 412-413.
  36. PANTANO, C. G. Jr.; DOBE, D. B. y ONODA, G. Y. Jr. (1975): AES analysis of sodium in a corroded bioglass using a low-temperature technique. *Appl. Phys. Letteres* 26, 11, 601-602.
  37. CLARK, A. E. Jr.; PANTANO, C. G. Jr. y HENCH, L. L. (1976): Anger Spectroscopic analysis of bioglass corrosion films. *J. Am. Cer. Soc.* 59, 1-2, 37-38.
  38. GRISS, P.; WERNER, E.; HEIMKE, G. y BUCHINGER, R. (1977): Vergleichende Experimentelle Untersuchungen an bioglass (L. L. Hench) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Keramik und mit mod, bioglass beschichteten Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Keramik. *Arch. Orthop. Unfall-Chir* 90, 1, 15-27.
  39. VASILOS, TH. y HARRIS, G. (1962): Impervious flame-sprayed ceramic coatings. *Am. Cer. Soc. Bull.* 41, 1, 14-17.
  40. BORTZ, S. A. y ONESTO, E. I. (1973): Flame-sprayed bioceramics. *Am. Cer. Soc. Bull.* 52, 12, 898.
  41. BLENCKE, B. A.; ALLETSEE, P.; BROEMER, H. y PFEIL, E. (1975): Untersuchungen über die Reaktion von weichgeweben auf Glaskeramische Implantate. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.* 82, 2, 135-146.
  42. RECK, R.; BROEMER, H. y DEUTSCHER, K. (1980): Glaskeramik in der septum und nasenebenhohlenchirurgie Tiererexperimentelle Untersuchungen. *Laryngol. Rhinol. Otol. Ihre Grenzgeb* 59, 108-110.
  43. BUNTE, M. y STRUNZ, V. (1977): Ceramic augmentation of the lower jaw. *J. Maxillo-fac. Surg.* 5, 4, 303-309.
  44. BLENCKE, B. A.; BROEMER, H. y DEUTSCHER, K. K. (1979): Experimentelle untersuchungen über die verankerung von belasteten

- Glaskeramischen Implanteten im Femurschaft. *Biomed. Tech.* 24, 12, 294-302.
45. PERNOT, F.; ZARZYCKI, I.; BONNEL, F. y RABISCHONG, P. (1978): Elaboration et caractérisation de nouveaux matériaux vitrocéramiques poreux pour utilisation en orthopédie. *C.R. Acad. Sci. Paris* t. 286, Serie C, 533-536.
  46. TRANQUILLI-LEALI, P.; LORIM, G.; LOCARDI, B. y col. (1982): Biovetro, caratteristiche chimico-fisiche e biocompatibilità. Studio sperimentale. 2.º Biosimposium. *Ceramurgia* XII, 3.
  47. MÜLLER, G. (1980): Oberflächengesteuerte Kristallisation von Glas, ein Weg zur Herstellung neuer Werkstoffe. *Fortschr. Miner.* 58, 1, 68-78.
  48. AKAO, M.; AOKI, H.; KATO, K. y SATO, A. (1982): Dense polycrystalline  $\beta$ -tricalcium phosphate for prothetic applications. *J. Mat. Sci.* 17, 343-346.
  49. JONES, W. R.; ROBERTS, J. C. y LING, F. F. (1982): Tribiological characteristics of a composite total-surface hip replacement. *NASA Report* TP-1853, E-709.
  50. BADO, Z. y TARI, G. (1978): New directions in cranioplasty. 17 págs. *Therapiewoche* 28, 23, 4676-4693.
  51. HOUBART, J. (1974): Un bond en avant chez les réfractaires. *Industries et techniques* 31, 261.
  52. DUCHEYNE, P. y HENCH, L. L. (1982): The processing and static mechanical properties of metal fibre reinforced glass. *J. Mat. Sci.*, 17, 595-606.

### AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a los profesores Palacios y Carvajal y Gomar Guarner la revisión del presente trabajo, en la línea que en ellos es habitual, de apoyo a la colaboración interdisciplinar en el área de la Biomecánica y Biomateriales.