Artroplastia de cadera con vástago femoral recubierto de biovidrio

J. A. Alonso-Barrio, R. Mencía-Barrio, S. Sánchez-Herráez, J. Betegón-Nicolás, J. J. González-Fernández y A. López-Sastre-Núñez
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital de León. León.

Objetivo. Evaluar el resultado del vástago femoral CRM recubierto de biovidrio (Seipi-Bioimplant, Italia) después de 8 años de seguimiento.
Material y método. Se han revisado de forma retrospectiva 67 pacientes a los que se había implantado 70 prótesis totales de cadera con un vástago femoral no cementado y recubierto de biovidrio durante los años 1994 y 1995 con un seguimiento de 8 años. El análisis de supervivencia se realizó por el método actuarial y se calculó también el intervalo de confianza del 95% (IC 95%). Se pudo realizar una revisión completa tanto clínica como radiográfica en 59 pacientes con 62 vástagos implantados.
Resultados. La valoración clínica se realizó conforme a la escala de Merle D'Aubigné con 19 casos (30%) excelentes, 17 casos (28%) muy buenos, 12 casos (20%) buenos y 14 casos (22%) entre regulares y malos. Para la valoración radiográfica se utilizaron los criterios de Engh para los vástagos no cementados, apreciando 56 vástagos estables (90,4%) y un vástago inestable (1,6%). Se habían realizado 5 recambios (8%): uno por aflojamiento séptico y 4 por aflojamiento aséptico. La curva de supervivencia a los 8 años es del 91,9% y el IC 95% tiene valores de 85,2%-98,7%.
Conclusiones. Teniendo en cuenta que en 1996 ya existían publicaciones sobre vástagos femorales recubiertos de hidroxiapatita (HA) con seguimiento de 7 años y con una curva de supervivencia cercana al 100% y coincidiendo también con los resultados de la tesis doctoral realizada por uno de nosotros sobre el implante de cilindros de titanio recubiertos de HA y otros recubiertos de biovidrio en fémures de oveja, se desistió de continuar implantando vástagos recubiertos de biovidrio, por considerar que los resultados de supervivencia no son equiparables a los vástagos recubiertos de HA.

Palabras clave: *biomateriales, biovidrio, prótesis de cadera, vástago femoral.*

Hip arthroplasty with a bioactive glass-coated femoral stem

Objective. Evaluation of the outcome of implantation of the CRM bioactive glass-coated femoral stem (Seipi-Bioimplant, Italy) after eight years of follow-up.
Materials and methods. A retrospective review was made of 67 patients in whom 70 total hip replacements were performed with an uncemented, bioactive glass-coated femoral stem in 1994 and 1995. These patients had a follow-up of 8 years. Survival analysis using an actuarial method was performed and the 95% confidence interval was calculated (95% CI). A complete clinical and radiographic review was made in 59 patients (62 hip replacements).
Results. Clinical assessment using the Merle D'Aubigné scale yielded excellent results in 19 cases (30%), very good results in 17 (28%), good in 12 (20%) and fair to poor results in 14 (22%). The radiographic assessment was made with the Engh criteria for uncemented stems, which disclosed 56 (90.4%) stable stems and 1 (1.6%) unstable stem. Revision surgery was performed in 5 patients (8%), 1 for septic loosening and 5 for aseptic loosening. The survival curve at 8 years was 91.9% and the 95% CI was 85.2%-98.7%.
Conclusions. In 1996, publications on femoral stems coated with hydroxyapatite (HA) with a 7-year follow-up revealed a survival curve close to 100%. In addition, the findings of a doctoral thesis by one of the authors on implantation of HA-coated titanium cylinders versus bioactive glass-coated cylinders in sheep femurs favored HA-coated implants. Consequently we no longer implant bioactive glass-coated prosthesis because survival rates are not as good as those achieved with HA-coated prothesis.

Key words: *biomaterials, bioactive glass, hip prosthesis, femoral stem.*

Correspondencia:
J. A. Alonso-Barrio.
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica.
Hospital de León.
C/Altos de Nava, s/n.
24008 León.
Correo electrónico: alonsoba@iespana.es

Recibido: octubre de 2003.
Aceptado: febrero de 2004.

El resultado de los vástagos no cementados con recubrimiento poroso y anclaje metafisodiafisario que se empezaron a implantar a partir de los años 1983-1984 está siendo muy satisfactorio[1,2]. Sin embargo es aceptado que uno de los riesgos de este tipo de fijación es la reabsorción ósea periprotésica que según los autores varía entre el 7% y el 56%[3]. Bobyn[4], en recientes estudios con prótesis experimentales no cementadas en perros, estableció claramente que la longevidad del vástago es mayor en los implantes porosos que en los lisos; además encontró en la interfaz de los implantes lisos partículas de desgaste del polietileno, mientras que los implantes porosos tenían un efecto protector de esta migración de las partículas de desgaste por presentar mayor osteointegración. Según estudios de Geesing[5] esta integración se mejora con el recubrimiento por biomateriales como la hidroxiapatita (HA) y en las pruebas mecánicas demostró que este tipo de implante se fijaba con más fuerza al tejido óseo. Nuestro trabajo refleja los resultados clínicos y radiográficos obtenidos después de 8 años de seguimiento, con el vástago femoral CRM (Seipi-Bioimplant, Italia) recubierto en sus dos tercios proximales de 80 micras de biovidrio. Este biovidrio comercializado con el nombre de Biovetro® fue desarrollado por el grupo de estudio GSB en colaboración con la Stazione Sperimentale del Vetro de Murano (Italia).

MATERIAL Y MÉTODO

Se inició nuestra relación con el biovidrio implantando 70 prótesis totales de cadera no cementadas con vástago femoral recubierto en sus dos tercios proximales de biovidrio y cotilo impactado recubierto de malla de titanio. En 1994 se implantó a 41 pacientes y en 1995 a 26, que suman en total 67 pacientes. El vástago femoral es de aleación de titanio (TiAlVa), con cono morse 12/14, curvo y de sección rectangular con suavizamiento de los ángulos en su cara medial proximal, con collarete y pequeña aleta de estabilización a nivel de trocánter mayor y perforada para en caso necesario facilitar su extracción. Presenta canales longitudinales en su cara anterior, posterior y lateral que aumentan la superficie de contacto. Está afilado y biselado distalmente para evitar el efecto punta; con recubrimiento poroso en sus dos tercios proximales y recubierto en esta zona porosa con plasma-spray de biovidrio de 80 micras; la composición química de este plasma-spray de revestimiento de biovidrio es la siguiente: SiO2 (46-63%), Na_2O (7-24%), K_2O (2-8%), CaO (9-20%), MgO (0,1-2%), Al_2O_3 (0,1-2%), P_2O_5 (4-8%) Este vástago femoral se denomina CRM y está fabricado por Seipi-Bioimplant (fig. 1).

El cotilo fue siempre impactado recubierto de malla de titanio con opción al atornillado y fabricado por Osteal-Ceraver (Francia). El par de fricción fue en todos los casos cerámica-polietileno, con cabeza de 28 mm.

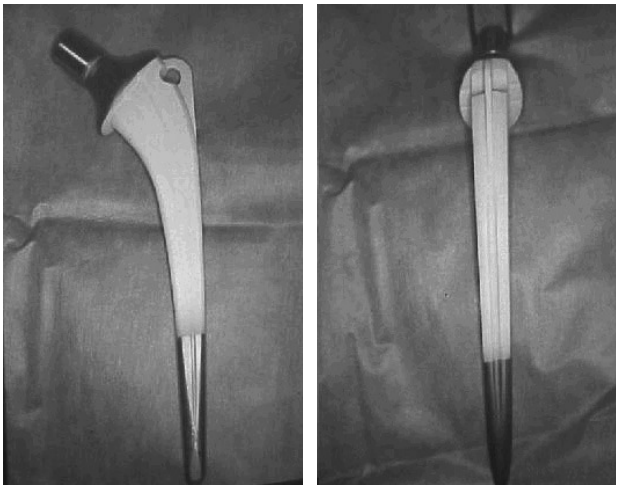

Figura 1. *Vástago CRM: se aprecia su sección rectangular, el recubrimiento de biovidrio, la aleta estabilizadora, el orificio de extracción y los canales longitudinales.*

De los 67 pacientes intervenidos han podido ser revisados de forma adecuada, tanto desde el punto de vista clínico como radiográfico, 59. A otros tres fue imposible localizarlos y 5 habían fallecido por causas ajenas a la intervención. Por tanto el presente estudio refleja los resultados de estos 59 pacientes a los que se implantaron 62 vástagos recubiertos de biovidrio.

Entre las causas etiológicas que motivaron la intervención destaca la coxartrosis con 54 casos (87%) y la necrosis avascular con 8 casos (13%) confirmados mediante estudio anatomopatológico; el número de varones fue de 30 (51%) y el de mujeres 29 (49%); la cadera derecha fue intervenida en 34 ocasiones (55%) y la izquierda en 28 (49%). La edad media de los pacientes intervenidos fue de 63 años con un máximo de 74 años y un mínimo de 35. Los controles de revisión postoperatoria se realizaron al mes, mes y medio, 3, 6 y 12 meses y luego anualmente, siendo revisados todos los pacientes durante finales de 2002 y principios de 2003.

A todos los pacientes se les realizó profilaxis antibiótica con cefonid 2 g intravenoso en el momento de bajar a quirófano y 1 g intravenoso a las 24 horas de la intervención; la profilaxis tromboembólica se inició con heparina subcutánea de bajo peso molecular, nadroparina de 0,3 ml, 12 horas antes de la intervención, continuando posteriormente cada 24 horas hasta 10 días más a partir de la fecha del alta hospitalaria.

Todos los pacientes fueron intervenidos por tres cirujanos del servicio habituados a la cirugía de la cadera, utilizando en todos los casos la vía de Hardinge. Las complicaciones intraoperatorias fueron las siguientes: tres fracturas de trocánter mayor y 8 fisuras diafisarias a nivel del calcar, tres de las cuales precisaron cerclaje alámbrico.

Entre las complicaciones postoperatorias hay que señalar: tres luxaciones (4,8%) que se solucionaron de forma in-

cruenta y no han modificado el resultado final; dos flebitis (3,2%); dos infecciones (3,2%), una superficial que cedió con tratamiento antibiótico y otra en la que fue precisa la extracción y recambio del implante en dos tiempos.

En este estudio nos hemos encontrado con una estancia media elevada comparada con las estancias actuales, de 17 días con una máxima de 39 y una mínima de 9 días.

El cotilo fue impactado en los 62 casos (100%), sin tornillos en 48 (77%) y atornillado en 14 (23%). Existen 6 tamaños de vástago CRM, siendo el más implantado el número 3, en el 48% de los casos.

El drenaje se mantuvo durante 48 horas; los pacientes iniciaron sedestación al retirar el mismo y al tercer día se produjo la deambulación con carga parcial y dos bastones durante mes y medio. En aquellos pacientes en que hubo fractura de trocánter o fisuras femorales el apoyo se demoró tres semanas.

La evaluación clínica se realizó mediante la escala de Merle D'Aubigné[6], que es quizá la más usada en Europa y que valora la ausencia de dolor con 6 puntos, la movilidad de más de 90° y sin actitudes viciosas con 6 puntos y la marcha normal e ilimitada con 6 puntos. Una puntuación excelente es la que suma 18 puntos; el resultado muy bueno suma 17 puntos, el bueno anota 15-16, el regular 13-14 y el malo 12 puntos o menos.

El estudio radiográfico se valoró según la clasificación de Engh[7] para los vástagos no cementados (fig. 2), que los clasifica en: estable con invasión ósea cuando no existen líneas reactivas, no existe pedestal y cuando existen puntos de soldadura en la zona distal de la superficie porosa (fig. 3); implante estable con fijación fibrosa cuando existe una línea radiolúcida de menos de 1 mm de anchura alrededor de la circunferencia de la prótesis, no existen puntos de soldadura en el límite distal de la capa porosa y hay un pequeño pedestal; e implante con inestabilidad fibrosa cuando no existen signos de invasión ósea pero existe un pedestal distal, hipertrofia del calcar, líneas divergentes alrededor de la prótesis o clara migración del componente[7]. El análisis estadístico de supervivencia se realizó por el método actuarial.

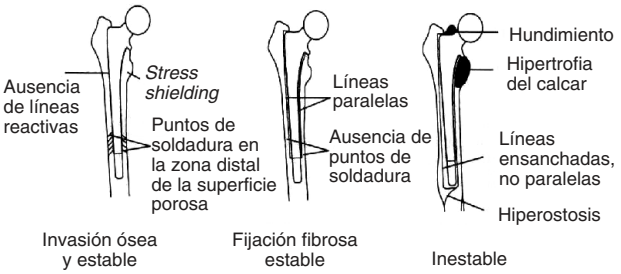

Figura 2. *Clasificación de Engh para los vástagos no cementados.*

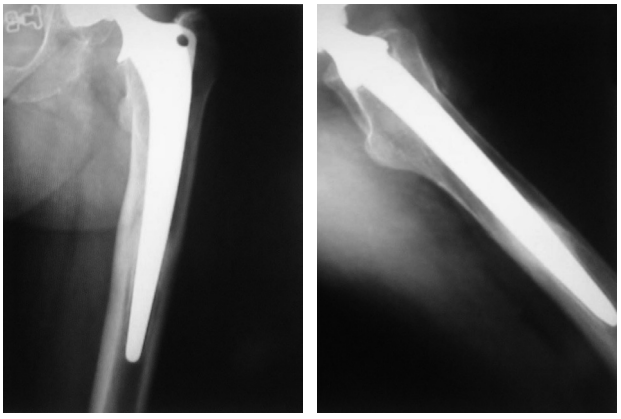

Figura 3. *Vástago estable con puntos de soldadura en la zona distal de la superficie porosa y del biovidrio.*

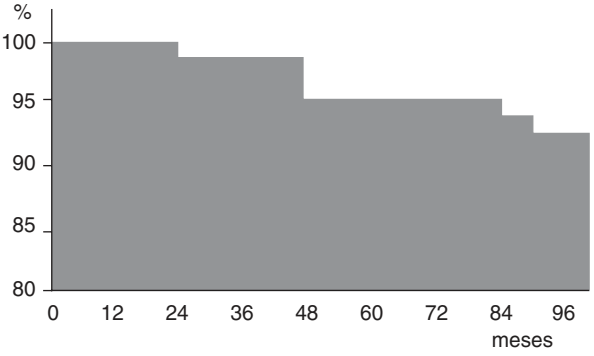

Figura 4. *Curva de supervivencia del vástago femoral CRM.*

RESULTADOS

La curva de supervivencia del vástago CRM fue del 91,9% a los 8 años (fig. 4). En la valoración inicial y final realizada para este estudio se aplicó la escala de Merle D'Aubigné[6] para las 62 artroplastias, encontrando una valoración clínica media preoperatoria de 2,34, 2,81 y 2,83 puntos para el dolor, la marcha y la movilidad respectivamente y una valoración final de 5,53, 5,66 y 4,94. Esta valoración corresponde a: 19 pacientes (30%) con resultado excelente, 17 (28%) con muy buen resultado, 12 (20%) con buen resultado, 7 (11%) regular y 7 (11%) malo (tabla 1). En estos malos resultados se incluyen a los 5 pacientes cuyo vástago ya había sido revisado por aflojamiento aséptico y en uno de los cuales se había producido una fisura femoral y la necesidad de cerclaje durante el acto quirúrgico, lo cual pudo influir en el mal resultado por la inexistencia de una adecuada fijación primaria inicial; el sexto paciente con mal resultado fue por infección profunda que obligó a extraer ambos componentes, y el séptimo paciente con mal resultado se detectó al realizar este estudio: presenta calcificaciones periarticulares grado III, un hundimiento y aflojamiento aséptico del vástago y está pendiente de revisión (fig. 5). No hemos tenido pacientes con dolor en el muslo, síntoma frecuente sobre todo con los primeros vástagos no cementa-

Tabla 1. Resultados clínicos según la escala de Merle D'Aubigné

Excelentes	(18 puntos)	19 (30%)
Muy bien	(17 puntos)	17 (28%)
Bien	(15-16 puntos)	12 (20%)
Regular	(13-14 puntos)	7 (11%)
Mal	(12 o menos puntos)	7 (11%)

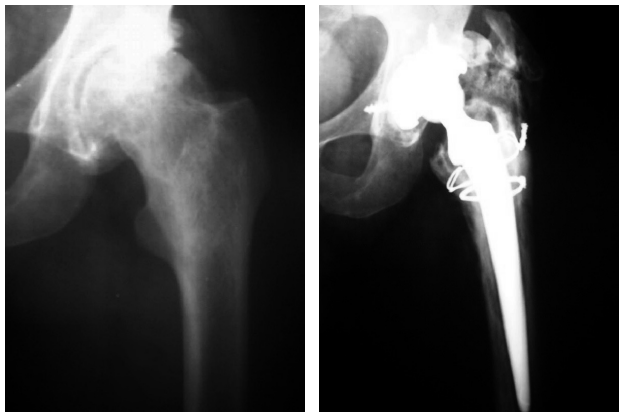

Figura 5. *Vástago inestable y flojo con calcificaciones grado III y hundimiento e imagen preoperatoria del mismo caso.*

dos. Este punto favorable está posiblemente en relación con que el vástago sea de titanio, tenga una elasticidad más cercana a la del hueso y presente un extremo distal afilado y biselado.

El estudio radiográfico realizado a los tres meses de la intervención se utilizó como base para la comparación con el último estudio radiográfico. Se apreció la existencia de calcificaciones en una proporción elevada (41,9%). La distribución según la clasificación de Brooker es la siguiente: grado I, 16 casos (26%), grado II, 6 casos (10%), grado III, 4 casos (6%) y grado IV ningún caso, lo que totalizan 26 casos (42%). Uno de nuestros pacientes con calcificaciones grado III y aflojamiento del vástago presentaba pérdida de la movilidad, seguramente achacable a dichas calcificaciones (fig. 5).

Aplicando la valoración radiográfica de Engh[8] para los vástagos no cementados, a los 62 de este estudio recubiertos de biovidrio, se encontraron los resultados referidos en la tabla 2. Descontando el vástago revisado por infección profunda (que no ha sido por fallo del vástago en sí) y considerando el vástago pendiente de cambiar, se encontraron fallos de 5 vástagos, lo que supone una curva de supervivencia del 91,9% del vástago CRM al cabo de 8 años (fig. 4). En los tres casos en que hubo sólo aflojamiento aséptico del vástago uno ocurrió a los dos años, otro a los 4 años y el tercero está pendiente de revisión; en los otros dos casos hubo aflojamiento aséptico del cotilo y del vástago, ocurriendo uno a los 4 años y otro a los 7. En todos los vástagos revisados por aflojamiento aséptico se apreció en el acto operatorio la existencia de una membrana de interfaz y la desaparición en mayor o menor proporción del recubrimiento de biovidrio.

Tabla 2. Resultados radiográficos del vástago CRM según la valoración de Engh

Vástago con estabilidad ósea	56 (90%)
Vástago con estabilidad fibrosa	0 (0%)
Vástago inestable	1 (1,6%)
Vástagos revisados	5 (8%)

Se han encontrado vástagos infradimensionados en 16 casos (26%) de los 62 en estudio, tanto en pacientes con resultado excelente y bueno (11 casos), como en pacientes con resultado regular y malo (en los 5 casos restantes). La osteoporosis difusa metafisaria por disfuncionalidad se apreció en 14 casos (22%), no constituyendo ninguna merma funcional ni influyendo en el resultado clínico final.

En 6 casos (9%) se encontró hueso denso en la punta del vástago sin constituir un pedestal completo y sin ninguna repercusión clínica. La reabsorción del calcar se produjo en 8 casos (13%), sobre todo en pacientes con buen resultado clínico y radiográfico, que según algunos autores[9] sería la expresión de fenómenos de adaptación del hueso al implante femoral.

DISCUSIÓN

Existen estudios experimentales sobre el comportamiento del biovidrio, pero no podemos valorar si nuestros resultados sobre la evolución del vástago CRM se asemeja o no a los de otras series publicadas, puesto que no se tiene referencia de ningún otro estudio sobre el resultado de vástagos femorales recubiertos de biovidrio.

Se apreció la existencia de calcificaciones heterotópicas en una proporción elevada (41,9%), mayor que en la mayoría de trabajos publicados y muy por encima de la media que está en torno al 15%, aunque dependiendo de las series[9,10] se señala un 4,1% en prótesis no cementadas de tipo isoelástico a un 81% en prótesis cementadas de tipo Charnley. Estas calcificaciones las achacamos a la vía de abordaje de Hardinge, donde parece que son más frecuentes, y también a la agresividad de las fresas metafisarias que presentan una sección rectangular con estrías como dientes de sierra, y por tanto con unos ángulos muy agresivos para el tejido muscular vecino.

Probablemente alguno de los fallos de este vástago recubierto de biovidrio haya sido por defecto de técnica. En los primeros casos, al dimensionar bien el vástago dentro del canal se forzó el fresado y se produjeron fisuras femorales, que pudieron dar lugar a una mala fijación primaria del implante, ya que su estabilidad inicial es el principal factor para inducir el crecimiento de hueso sobre él[12]; también el

cotilo pudo tener alguna influencia, puesto que en dos casos se apreció primero el aflojamiento del cotilo y posteriormente el del vástago.

La osteointegración de un implante ha sido definida como el contacto directo, sin interposición de partes blandas de tejido conectivo, cuando se examina al microscopio óptico[13], entre el hueso viable que está remodelándose y el implante. Hay numerosos factores que modifican esta osteointegración influyendo de forma importante en las características del implante[14]. Con respecto a la biocompatibilidad del material, la aleación de TiAlVa parece la ideal para sustituir a las prótesis cementadas[15] al tener un módulo de elasticidad relativamente bajo que evita el efecto protector de la carga que se produce en aleaciones como la de acero inoxidable o la de Cr Co Mb. El Ti ha mostrado mayor crecimiento óseo en su superficie que otras aleaciones, por lo que presenta la mejor biocompatibilidad. Se ha mostrado no tóxico e inerte en el medio fisiológico. Por todo ello se considera actualmente la aleación de Ti como la ideal junto con un recubrimiento bioactivo en su superficie.

Por lo que se refiere a la porosidad de la superficie, hay estudios comparativos[4] que demuestran que los implantes lisos son más susceptibles que los porosos de formar una cavidad periimplante de tejido fibroso por donde además migran las partículas de desgaste del polietileno y facilitan la formación de granulomas; los implantes porosos permiten una mayor fijación histológica y mecánica del implante.

Con respecto a la rugosidad de la superficie, una rugosidad de 4 a 6 micras en los implantes produce mucho más crecimiento óseo, según Feighan[13], que en los implantes de superficie pulida y encontró resultados significativamente mayores en la prueba de extracción.

Por lo que se refiere a los recubrimientos bioactivos de superficie, entre ellos destaca la HA, que es el material sustituto del hueso más estudiado[5,16], empleado para relleno de defectos óseos, así como material de recubrimiento de prótesis de cadera. Por otra parte existen biovidrios y biovidriocerámicas[14] que tienen en común la característica de poder formar una capa de hidroxil-carbonatoapatita en su superficie por medio de una reacción química cuando están en contacto con el tejido óseo viviente. La propiedad que distingue al biovidrio de la HA es que el primero sufre una biodegradación, esto es, favorece de inmediato la reabsorción y simultáneamente la osteoconducción[17]. El biovidrio en contacto con el tejido óseo presenta una transformación físico-química en 9 pasos de hidroxilación que finalizan con la formación de un lecho de gel de sílice sobre el cual se produce la aposición de cristales de fosfato cálcico (apatita) y de tejido conjuntivo que sirven de guía para la neoformación de tejido osteoide. El biovidrio se reabsorbe completamente y no interfiere en el proceso de remodelación ósea. La reabsorción de la HA es mucho más lenta, perdurando años como se ha demostrado en estudios en cadáver.

Paralelamente al inicio de esta serie de implantes de vástago femoral CRM con recubrimiento de biovidrio se elaboró una tesis doctoral[14,17] que consistió en el implante en el fémur de 6 ovejas de características semejantes de 54 cilindros de TiAlVa de 10 mm de longitud y 3 mm de diámetro suministrados por Seipi-Bioimplant; eran implantes de superficie lisa, de los cuales la mitad estaban recubiertos de biovidrio y la otra mitad de HA, todos mediante el sistema de plasma-spray y con un espesor de recubrimiento de 80 micras. Todos los cilindros estaban perforados en uno de sus extremos para poder fijar un dispositivo de tracción.

Su valoración al sacrificar esas ovejas a las 2, 4, 6, 8, 12 y 16 semanas estableció que si bien la porosidad del biovidrio era muy superior a la de la HA, lo que en principio debería favorecer una mayor osteointegración, la fuerza de unión al hueso de los implantes revestidos de biovidrio fue muy inferior a la conseguida con la HA. La fuerza necesaria para «hacer saltar» estos cilindros del fémur de la oveja fue siempre superior para los revestidos de HA y los valores máximos se produjeron al tercer mes, obteniéndose valores de 39,7 megapascales (Mpa) necesarios para arrancar los cilindros de HA, frente a los 8,2 Mpa para los cilindros recubiertos de biovidrio[14,17].

A la vista de estos resultados se decidió suspender el implante de nuevos vástagos revestidos de biovidrio y observar su evolución a lo largo de los años. Se inició otra serie con este mismo vástago femoral pero revestido de HA que será objeto de estudio comparativo, con el CRM, a los 8 años de su implante.

Como conclusión se considera que actualmente existen ya series muy amplias, como la de Furlong[18], con vástagos recubiertos de HA y con una supervivencia cercana al 100%. En la serie de D'Antonio[19] en pacientes menores de 50 años y con seguimiento de 7 años se revisó algún vástago, pero en ningún caso por aflojamiento aséptico. Estas y otras series superan los resultados de nuestra pequeña serie de vástagos con recubrimiento de biovidrio, por lo que creemos que hoy día son mejores los resultados de los vástagos femorales recubiertos de HA que los recubiertos con biovidrio, y en particular con la composición, ya señalada en párrafos anteriores, que presenta este biovidrio.

En nuestra opinión existe una peor osteointegración del biovidrio por las siguientes razones: la rápida biodegradación del biovidrio favorece su reabsorción, que empieza ya a las pocas horas de su implante; no produce, en nuestra opinión, la estimulación suficiente para desencadenar la osteoconducción y la consiguiente osteointegración; la aparición de interfase fibrosa con reacción macrofágica a cuerpo extraño observada en los vástagos revisados; la escasa mineralización del hueso formado, posiblemente por una proporción elevada de aluminio que interfiere con el proceso normal de mineralización del osteoide y que en el biovidrio es de 0,1% a 2%, estando actualmente aceptado que el máximo porcentaje de Al_2O_3 que tiene que tener el biovidrio para que no

pierda su bioactividad debe estar en 1%-1,5%; y el diseño del vástago CRM y su aleación, que permiten una buena estabilidad primaria del implante, han influido, en nuestra opinión, en que los resultados no hayan sido peores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dodge B, Fitzrandalph R, Collins D. Noncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty. Clin Orthop 1991; 269: 16-24.
2. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Carlton GS, Xenos JS. The porous coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. J Bone Joint Surg Am 1993; 75A: 77-89.
3 Harris WH. The problem is osteolisys. Clin Orthop 1995; 311: 46-53.
4. Bobyn JD, Jacobs JJ, Tanzer M. The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris. Clin Orthop 1995; 311: 21-39.
5. Geesing RG, Groot K, Klein C. Bonding of bone to apatite-coated implants. J Bone Joint Surg Br 1988;70B:17-22.
6. Merle D'Aubigné R. Cotation Chiffrée de la fonction de la hanche. Rev Chir Orthop 1990; 76: 371-4.
7. Paprosky GW. Artroplastia total de cadera de revisión. En: Antoniou J, editor. Revisión femoral. Barcelona: Ars Médica, 2002; p. 33-50.
8. Engh CA, Glassman AH, Suthers KE. The case for porous-coated hip implants: the femoral side. Clin Orthop 1990;261: 63-81.
9. Plasencia Arriba MA. Remodelación ósea periprotésica con vástagos femorales no cementados. Rev Ortop Traumatol 2001;45:65-76.
10. Cabo Cabo J, Fernández Sabaté A, Morales de Cano J, Romero J, Olive G. Osificaciones periarticulares y resultado clínico tras prótesis total de cadera no cementada. Rev Ortop Traumatol 1994;38:383-7.
11. Vidal Fernández C, Vaquero Martín J. Resultados clínicos y radiológicos a los 5 años de una serie consecutiva de 71 vástagos porosos no cementados de cadera (AML). Rev Ortop Traumatol 1996;40:431-6.
12. Plasencia Arriba MA, Ruano Ramos MM, Zarka Elbach E, Gómez Pellico L, Játiva Silvestre F. Análisis densitométrico en la artroplastia total de cadera no cementada. Comparación de dos diseños. Rev Ortop Traumatol 1996;40:445-9.
13. Feighan JE, Goldberg V, Davy D, Parr JA, Stevenson S. The influence of surface-blasting on the incorporation of titanium alloy implant in a rabbit intramedullary model. J Bone Joint Surg Am 1995;77-A:1380-95.
14. López-Sastre Núñez A, Gonzalo Orden JM, Val Bernal JF, Gorrochategui Sánchez I. Prótesis de cadera: estudio de biomateriales. León: Universidad de León, 1997.
15. Head WC, Bauk DJ, Emerson RH. Titanium as the material of choice for cementless femoral componentes in total hip arthroplasty. Clin Orthop 1995;311:85-90.
16. Tisdel CL, Glodberg VM, Parr JA, Bensusan JS, Staikoff LS, Stevenson S. The influence of a hydroxiapatite and tricalcium phosphate coating on bone growth into titanium fiber metal implants. J Bone Joint Surg Am 1994;76A:159-71.
17. López-Sastre Núñez A, Val Bernal JM, Gonzalo Orden J, Gorrochategui Sánchez I, Buelta Carrillo L, López Sastre A. La influencia del revestimiento de hidroxiapatita y de biovidrio en la osteointegración de implantes de titanio. Rev Ortop Traumatol 1997;41:173-81.
18. Furlong R. Six Year use of the unmodified Furlong hydroxyapatite ceramic coated total hip replacement. Acta Orthop Belg 1993; 59 (Suppl 1): 323-5.
19. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Feinberg J. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patient with avascular necrosis. Clin Orthop 1997; 344:124-37.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.