

Resultados de las prótesis totales de cadera recubiertas de hidroxiapatita con un seguimiento de 5-15 años

J. Faig-Martí^a y J. Faig-Garrober^b

^aServicio de Ortopedia. ^bServicio de Ortopedia A. Hospital Sant Rafael. Barcelona.

Objetivo. Hemos realizado un estudio retrospectivo para valorar la supervivencia de las prótesis totales de cadera recubiertas de hidroxiapatita implantadas en nuestro Servicio.

Material y método. En 136 pacientes se han revisado 154 prótesis totales de cadera con 154 vástagos recubiertos de hidroxiapatita y 144 cótilos recubiertos también de hidroxiapatita, con una evolución entre 5 y 15 años. Cada caso fue valorado clínica y radiológicamente con la información de la historia clínica y del último control. En los 24 casos que precisaron algún tipo de recambio se valoraron las causas del fracaso y el motivo de la reintervención.

Resultados. La edad media de los pacientes en el momento de la intervención fue de 61 años. Se presentaron complicaciones intraoperatorias en 10 casos y 18 en el posoperatorio. Se recambiaron 7 polietilenos aislados, 17 cótilos y 2 vástagos. Las causas de recambio fueron desgaste del polietileno (7 casos), aflojamiento del cótilo (9 casos), aflojamiento del cótilo asociado a desgaste del polietileno (4 casos), luxación (3 casos) e infección (1 caso).

Conclusiones. Las prótesis totales de cadera recubiertas de hidroxiapatita, y en especial los vástagos, ofrecen una supervivencia a largo plazo como mínimo comparable a la de otros implantes no cementados. Frente a otros tipos de anclaje, la hidroxiapatita ofrece una fijación estable a largo plazo y facilita el recambio en caso de fracaso.

Palabras clave: prótesis total de cadera, hidroxiapatita, supervivencia.

Correspondencia:

J. Faig Martí.
Servicio de Ortopedia.
Hospital Sant Rafael.
Pg. Vall d'Hebron 107-117.
08035 Barcelona.
Correo electrónico: 29070jfm@comb.es

Recibido: octubre de 2005.

Aceptado: marzo de 2006.

5-15 year follow-up of hydroxyapatite-coated total hip replacements

Purpose. This retrospective study was carried out to assess the survival of hydroxyapatite-coated total hip replacements (THR) implanted in our department.

Materials and methods. Of a total 136 patients we reviewed 154 THRs with 154 hydroxyapatite-coated stems and 144 hydroxyapatite coated cups with an evolution of 5-15 years. Each case was assessed clinically and radiologically using the information from the last control and the patients' clinical record. In the 24 cases that required replacement the causes of failure and reasons for review were assessed.

Results. The mean age of the patients at the time of surgery was 61 years. Intraoperative complications were seen in 10 cases and postoperative complications in 18. Replacements were performed of 7 isolated polyethylene components, 17 cups and 2 stems. The reasons for replacement were: polyethylene wear: 7 cases; cup loosening: 9 cases; cup loosening and polyethylene wear: 4 cases; dislocation: 3 cases; and infection: 1 case.

Conclusions. Hydroxyapatite-coated THRs, especially stems, deliver a long time survival that is at least comparable to that of other non-cemented implants. Compared to other types of fixation, hydroxyapatite offers long-term stable fixation and facilitates replacement in cases of failure.

Key words: total hip replacement, hydroxyapatite, survival.

La introducción de la hidroxiapatita (HA) como elemento implantable en el ser humano, con acción biológica que facilitaba la posibilidad de ser usada como elemento de recubrimiento en las prótesis, abrió una nueva vía en el método de implantación protésica.

A finales de la década de los ochenta en nuestro Servicio implantábamos prótesis no cementadas sin HA. Aunque presentaban una buena integración metafisaria y resultados

estables a largo plazo, tenían el inconveniente de que durante un período variable de varios meses producían dolor difuso en el muslo. Informaciones acerca del resultado inicial y a corto plazo de prótesis recubiertas de HA en las cuales no se producía este efecto motivaron el cambio de modelo en 1989, al inicio tímidamente. La aparición de nuevas informaciones bibliográficas que avalaban la bondad de esta vía de estabilización, tanto a corto como a medio plazo, nos reafirmó en nuestra decisión de cambio, criterio que seguimos manteniendo en la actualidad, con una experiencia global de 270 casos.

En la actualidad hay numerosos estudios sobre la química, acción biológica de la HA y resultados de las prótesis recubiertas de HA^{1,2}. Entre ellos hay que destacar los estudios que demuestran el gran aumento en la velocidad de la fijación primaria que ofrece a los materiales metálicos² y su fuerte unión al hueso del paciente³.

Pasados más de quince años desde la implantación de la primera prótesis con HA en nuestros pacientes decidimos realizar un estudio retrospectivo para valorar los resultados que proporciona esta tecnología con un seguimiento mínimo de 5 años.

El enfoque básico del estudio fue determinar la duración de los implantes en cuanto a su integración y estabilidad. Éste es tema de controversia entre los partidarios de la cementación y la no cementación. Se ha hecho una revisión analizando, en los historiales médicos, tanto los datos clínicos como las radiografías posoperatorias y de seguimiento. Se han estudiado las imágenes del impacto de la prótesis total de cadera en el hueso, con especial atención al *stress shielding* y a las imágenes de transferencia de carga del hueso a la prótesis. No se ha pretendido hacer una valoración de resultados en cuanto a rango de movilidad o mejor calidad de vida del paciente, pero sí que se ha tenido en cuenta la existencia de dolor posoperatorio o su reaparición a medio o largo plazo.

MATERIAL Y MÉTODO

Desde enero de 1989 a diciembre de 1999 implantamos 144 cótilos y 154 vástagos de prótesis totales de cadera (PTC) recubiertas de HA en 79 mujeres y 57 varones con 18 casos bilaterales. Todas las intervenciones fueron prótesis primarias, excepto un caso sobre una intervención de Girdlestone de 18 años de antigüedad y una desartrodésis en paciente de 59 años de edad portadora de artrodesis desde la adolescencia. En el momento del estudio habían fallecido 11 pacientes, tres bilaterales.

La vía de abordaje utilizada fue la lateral directa descrita por Hardinge. La pauta antibiótica empleada en nuestro centro consistía en la administración de 1 g por vía intravenosa de cefazolina antes de la intervención, seguida de 1 g cada 8 horas durante tres días. A partir de febrero de 1996

Tabla 1. Etiología de los pacientes de nuestra serie

Artrosis	105
Necrosis	21
Reumática	9
Psoriásica	1
Traumática	3
Enfermedad de Perthes	1
Displasia	4
Enfermedad de Paget	1
Otros	6
Girdlestone	1
Enfermedad infancia	2

Tabla 2. Modelos de vástago utilizado en nuestro estudio

Corail	119
Karey	13
A medida	9
Otras	7
Kar	2
HG Anatómica	1
HG Multilock	3

Tabla 3. Modelos de cótilo empleados en nuestro estudio

CBS	71
Atoll	38
Karey	13
Omega	7
Tropic	7
Otros HAC	7
Aura IQL	1

la pauta se cambió por la administración de una dosis única de 2 g por vía intravenosa de cefazolina. En los alérgicos a la penicilina se administraron 600 mg de clindamicina antes de la intervención y posteriormente durante 3 días cada 8 horas.

La etiología del proceso patológico en la cadera viene resumida en la tabla 1. Los modelos de prótesis implantadas se reflejan en las tablas 2 y 3.

Mayoritariamente, los cótilos fueron hemisféricos impactados y reforzada su estabilidad primaria con 2-3 tornillos en el techo y 2 en zonas isquiática y pélvica. En todas las caderas se utilizaron superficies de fricción polietileno-metal o polietileno-cerámica. Las cabezas utilizadas fueron de cerámica en 39 prótesis y acero inoxidable en 115, con diámetros de 28 mm en 137 casos, de 32 mm en 15 y de 22 mm en dos casos.

Los modelos de vástagos implantados con mayor frecuencia fueron Landos Corail (Landager, Chaumont, Francia) desde 1989 a 1999 y Karey (Surgical Co. S.A.) desde 1999 hasta la actualidad. Ambos vástagos son de diseño muy similar, trapezoidal en dos planos en la metáfisis, con un tallo diafisario recto de grosor decreciente, con macroes-

tructuras superficiales horizontales en la zona metafisaria y longitudinales en la diafisaria (difieren en su formato y distribución).

Las dificultades intraoperatorias más destacadas fueron: la presencia de una coxa profunda que requirió injerto de esponjosa en el fondo acetabular, en un caso; la dificultad de reducción tras la implantación en 6 casos, requiriendo tenotomías en uno de ellos; la dificultad técnica por cótilo displásico, y la contractura en flexión posoperatoria en un paciente portador de una intervención de Girdlestone de 18 años de antigüedad y que precisó un descenso de la cresta ilíaca a los 12 días.

El protocolo posoperatorio en los primeros pacientes intervenidos consistió en reposo en cama el primer día tras la intervención. Al segundo día se retiraron los drenajes y se inició sedestación. Al tercer día se permitió la bipedestación con carga parcial y el inicio progresivo de la marcha, siempre con dos muletas hasta los dos meses de la intervención. Progresivamente hemos reducido el tiempo de descarga con dos muletas a un mes, seguido de otro mes con una sola muleta, y actualmente algunos cirujanos del servicio autorizan la carga completa inmediata.

Uno de los autores revisó las historias clínicas y las placas radiográficas de todos los pacientes siguiendo los criterios de Engh⁴ (1987) para el aflojamiento femoral y de Hodgkinson⁵ (1988) para el acetabular. Para cada prótesis se abrió una ficha que contenía información respecto a filiación del paciente, fecha de la intervención, datos sobre el material implantado, complicaciones intraoperatorias, duración del acto quirúrgico, consumo de sangre, valoración de la posición inicial y final de los implantes, valoración del posible «asentamiento» estable, complicaciones posoperatorias precoces y tardías, reintervenciones realizadas, presencia de signos radiológicos de aflojamiento u otro signo de fracaso.

La supervivencia de las PTC se evaluó mediante el análisis de supervivencia de Kaplan-Meier⁶, considerando la realización de un recambio como el punto final, e incluyendo los intervalos de confianza del 95%. Las variables continuas se han expresado como medias con los valores máximos y mínimos.

RESULTADOS

La edad media global de los pacientes en el momento de la intervención primaria era de 61,39 años, con un rango de 18,7 a 83,5. La edad media de las mujeres era de 60,62 (18,74-83,58) y la de los hombres 62,49 (29,34-78,32). El tiempo quirúrgico medio fue de 107,94 (60-180) minutos y el consumo de sangre 1,35 unidades.

Se presentaron complicaciones intraoperatorias en 10 casos (6,5%) (tabla 4), en el posoperatorio inmediato en 16 (10,3%) y dos complicaciones tardías por luxación (1,2%)

Tabla 4. Complicaciones intraoperatorias de nuestra serie

Lesión a trocánter mayor	2
Fractura de la ceja posterior durante la luxación de la cabeza	1
Cuerpo extraño que se extrajo a los 20 días	1
Fisura en calcar	2
Rotura tornillo cótilo	1
Fisura diafisaria	1
Shock hipovolémico	2

Tabla 5. Complicaciones posoperatorias

Luxación en el posoperatorio inmediato	2
Hematoma-hipocoagulabilidad	2
Infección partes blandas	1
Luxación a los 2 meses	2
Fractura de trocánter mayor por caída fortuita a los 5 días del posoperatorio	1
Tromboembolismo pulmonar	2
Flebitis	2
Distensión abdominal	1
Sangrado de vías digestivas altas (úlcera de estrés)	2
Retención urinaria	1
Paresia EPDG-CPE transitoria	1
Éxitus por parada cardíaca	1

EPDG-CPE: extensor propio del dedo gordo-ciático poplitéo externo.

(tabla 5). En el posoperatorio inmediato se asociaron procesos intercurrentes en 5 pacientes por erupción cutánea (1), cólico nefrítico (1) y fiebre con foco distinto de la cadera (3). Hay que destacar que las fracturas o fisuras intraoperatorias del calcar se produjeron en la implantación de modelos de prótesis que ya no utilizamos (HG Anatómica y HG Multilock), y además actualmente infradimensionamos los vástagos.

Las dos luxaciones que se produjeron en el posoperatorio inmediato fueron resueltas de forma conservadora con reposo en cama con la extremidad en abducción y rotación interna tras su reducción.

Los dos casos de tromboembolismo pulmonar se produjeron cuando los pacientes ya habían sido dados de alta hospitalaria y fueron atendidos en otros centros, evolucionando satisfactoriamente con tratamiento anticoagulante.

En la valoración de la posición inicial de los implantes se consideró que el cótilo se hallaba en posición correcta en 137, verticalizado en 4, uno en anteversión, uno en retroversión y uno exteriorizado. La posición del vástago se valoró como correcta en 146 casos, valgizada en 5 y varizada en 3. En diáfisis estrechas el margen de variabilidad es muy pequeño, pero en canales medulares anchos, si se implantan vástagos subdimensionados, la variación puede alcanzar varios grados.

Se valoró como posición correcta aquellos cótilos que en la radiografía anteroposterior mostraban una inclinación entre 40° y 50° respecto a la horizontal trazada entre los is-

quiones, y verticalizados aquellos que superaban los 50°. Se valoró como valguizado aquel vástago cuya zona metafisaria externa estaba apoyada en la cortical de la base del trocánter mayor, mientras que la punta del vástago contactaba con la cortical diafisaria interna. Se valoró como varo aquel que estando apoyado sobre el resto de cortical inferior de cuello y calcar, y la punta del vástago contactaba con la cortical diafisaria externa⁸.

Del total de 154 casos, se han producido 14 pérdidas de seguimiento por defunción en 11 pacientes, quedando 140 prótesis en pacientes vivos. A efectos del análisis de supervivencia se consideró en estos pacientes la fecha de la muerte como la del último control.

Seguimiento

Al hacer el estudio de seguimiento y valoración de resultados de las prótesis de cadera sopesamos la posibilidad de valorar los cótilos y los vástagos de forma independiente, pero dada la marcada interrelación entre las causas de fallo entre ambos elementos, se decidió hacerlo paralelamente.

Cótilos

Del global de 144 cótilos recubiertos de HA, 24 requirieron reintervención. En los 120 cótilos restantes, 49 de ellos tienen en la actualidad una evolución superior a 10 años y 66 la tienen entre 5 y 10 años. Todos ellos sin signos de aflojamiento en la última visita con un tiempo medio de evolución de 9,03 años (0,05-15,65). Fallecieron 11 pacientes con 14 casos, 5 de ellos con una evolución menor de 5 años, 3 entre 5 y 10 años y 6 con más de 10 años, uno de estos últimos con un recambio.

Vástagos

De los 154 vástagos implantados con HA, 2 fueron recambiados, uno al mes y otro a los 2,5 años. De los 152 restantes, 14 casos fallecieron y 138 siguen implantados sin signos de aflojamiento. De estos 138 casos, 67 tienen una evolución entre 10 a 15 años, y 66 la tienen entre 5 y 10 años. El tiempo medio de evolución de los vástagos es de 9,15 (0,05-15,65).

Estudio radiológico

Cótilos

En los cótilos que hasta el momento del estudio no han precisado reintervención se han detectado: en 10 casos líneas o quistes osteolíticos menores de 1 cm; dos casos más presentan signos radiológicos de desgaste del polietileno; en 9 casos han aparecido calcificaciones heterotópicas.

Los casos que han requerido recambio, por su interés, se analizan separadamente.

Vástago

En pacientes que precisaron algún tipo de cirugía sobre vástago se apreciaron: 3 casos de cavitación metafisaria menor de 1 cm; 1 caso con osteólisis metafisaria y del trocánter; mayor de 1 cm; en otros 3 casos se apreció imagen de interfase en metáfisis femoral. En los casos no reintervenidos, ningún vástago presentaba líneas radiolucientes. No se ha observado hundimiento del vástago en ningún caso. En 16 casos se apreció osteopenia en el trocánter mayor, 9 en el calcar y 4 en ambas zonas. En cambio, sí existe evidencia radiográfica de neoformación ósea esponjosa a nivel del tercio medio y distal del tallo femoral, en éste con formación de un zócalo en la mayoría de implantes.

Ánalisis de los recambios de cótilo y vástago

En 24 casos fue necesario un recambio en el cótilo. En dos de ellos también se recambió el vástago femoral en el mismo acto quirúrgico. El seguimiento medio global hasta la reintervención fue de 6,63 años, pero fue de 7,13 años para los casos en los que únicamente se actuó sobre componente acetabular (con un rango de 0,05 a 13,96 años). Para los vástagos fue de 1,37 años. No se ha hecho ningún recambio aislado de vástago. Estos datos suponen una supervivencia de los componentes acetabulares del 83,3% (120/144) y de los femorales, del 98,7% (152/154).

La causa principal para el recambio acetabular fue: el aflojamiento puro en 9 casos, y asociado a desgaste del polietileno en 4 casos más; usura del polietileno en 7 casos; mala posición del componente o luxación en 3 casos; uno por infección. En los 7 casos de desgaste aislado del polietileno sólo se recambió este componente.

Estudiados los 24 casos en que se requirió recambio del cótilo (solo o combinado con el vástago) la intervención se efectuó antes del año en 2 casos, en 5 se efectuó entre 1 y 5 años, en 12 casos entre 5 y 10 años y en 5 casos lo fue por encima de los 10 años.

Analizando el motivo del recambio y la duración del implante primario observamos que: aquellos realizados antes del año lo fueron por luxación y por mala posición. Entre 1 y 5 años: en 2 casos fue por aflojamiento y usura precoz en un cótilo verticalizado; 1 por infección de bajo grado, y sólo dos casos de aflojamiento en cótilo aparentemente bien situado. En el período comprendido entre los 5 y 10 años la causa se repartía entre el aflojamiento puro, la usura y aflojamiento por quistes de detritus. Por encima de los 10 años de duración del cótilo primario todos los recambios fueron por usura del polietileno.

Los casos reintervenidos por desgaste aislado del polietileno lo fueron a los 9,86 años, con un rango de 7,29 a 13,96.

Los 13 casos de aflojamiento acetabular, aislado o asociado a usura polietileno, pero en implantes colocados correctamente, se concentraron en los modelos Atoll (8/38),

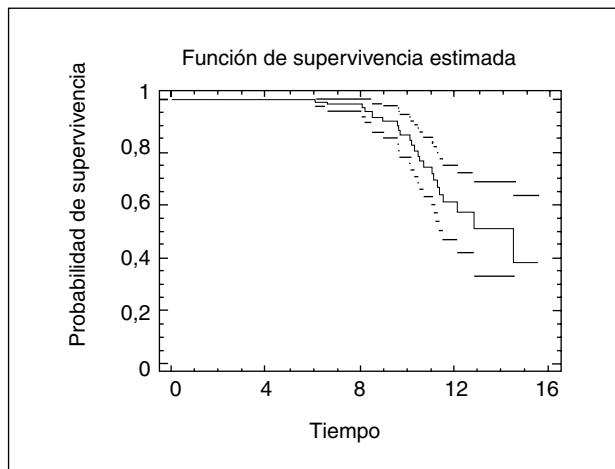


Figura 1. Gráfica de análisis de supervivencia de Kaplan-Meier de los acetábulos (tiempo en años).

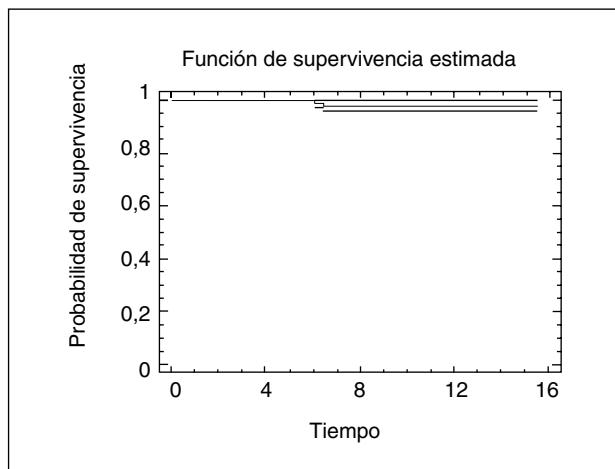


Figura 2. Gráfica de análisis de supervivencia de Kaplan-Meier de los vástagos (tiempo en años).

CBS (3/71) y Omega (2/7), todos ellos hemiesféricos con superficie sin macroestructuración.

La tasa de fallo mecánico del cótilo, considerado como aflojamiento asociado o no a desgaste del polietileno, fue del 13,8% (20/144). La supervivencia global de toda la serie a los 10 años, calculada mediante el análisis de Kaplan-Meier, es del $88,02 \pm 3,86\%$ (fig. 1).

En los vástagos el recambio se efectuó en un caso por luxación al mes de la intervención y otro por infección. El primer caso presentó una malposición de los componentes y su luxación. La indicación para la intervención primaria fue una desartrodésis de cadera en una paciente con gran sobrecarga ponderal, y artrosis lumbar y de la rodilla ipsilateral debido a la falta de movilidad en la cadera. En el caso de infección de bajo grado se realizó un recambio en dos tiempos de todos los componentes implantando de nuevo un vástago Corail HAC.



Figura 3. Paciente afecto de displasia bilateral de caderas al que se implantaron sendas prótesis a medida recubiertas de hidroxiapatita de dos modelos diferentes. El vástago más grueso provocó una reacción de hipertrofia cortical a su alrededor que no se produjo en el vástago más delgado.

La supervivencia de los vástagos a los 10 años, calculada mediante el análisis de supervivencia de Kaplan-Meier, es del $98,14 \pm 1,3\%$ (fig. 2).

La reaparición del dolor a medio o largo plazo siempre ha ido ligada a la existencia de signos de complicación, ya sea una infección, aflojamiento o aparición de áreas de osteólisis por detritus. Sólo en un caso en que se usó un modelo de vástago de mayor calibre que ocupaba toda la cavidad diafisaria y produjo hipertrofia cortical (fig. 3) se presentó dolor sin aflojamiento.

En la imagen radiológica de los cótilos totalmente aflojados, aparte del cambio de orientación, evidentemente se apreció imagen de radiolucencia periférica mayor de 2 mm, y también se ha podido constatar la presencia de osteólisis por detritus, tanto en el hueso pélvico como en la zona femoral del trocánter mayor y metáfisis.

En 7 prótesis que precisaron recambio de cótilo pero presentaban el vástago sólidamente fijado, en la intervención se apreciaron: 3 casos de cavitación metáfisaria menor de 1 cm; un caso con una cavitación mayor de 1 cm. Es de destacar cómo dentro de la cavidad osteolítica el recubrimiento de HA del vástago persistía adherido al metal, dando continuidad a las corticales internas de la lesión osteolítica y actuaba como mecanismo de sellado impidiendo la progresión de la osteólisis hacia la interfase metal-hueso.

DISCUSIÓN

Los resultados clínicos del uso de la HA como recubrimiento de los componentes metálicos acetabulares y femorales han mostrado resultados prometedores a corto y medio

plazo en prótesis primarias^{9,10}, así como cuando se han utilizado como implantes de recambio¹¹; también a largo plazo, incluso en los primitivos acetábulos de polietileno recubiertos directamente de HA, hoy en desuso¹².

Consideramos que, en nuestra serie, la ausencia de dolor en el muslo es un dato ligado a la HA y en cambio el dolor por la hipertrofia cortical va ligado al diseño de la PTC.

Algunos estudios muestran el aumento de resistencia al arrancamiento de elementos recubiertos de HA frente a los que no lo son³, y cómo la HA facilita la osteogénesis, llegando a hacer que ésta «salte» espacios de hasta 2 mm¹³. Asimismo, es muy interesante el estudio de Soballe según el cual la HA es capaz de inducir la osificación de membranas fibrosas rodeando implantes inestables^{14,15}.

Los resultados de nuestro estudio muestran una supervivencia de las PTC recubiertas de HA comparable a la que ofrecen los implantes cementados y no cementados a medio y largo plazo. Respecto a los no cementados, muestran una integración más rápida y sin dolor en el muslo. A partir de los 10 años de seguimiento, los datos que aportamos no pueden ser comparados tan fácilmente con los de otros estudios debido a la existencia de un intervalo de confianza excesivo para ello. Cuando el volumen de casos que lleguen a un seguimiento de 15 años aumente, podremos establecer estas comparaciones.

En estudios con gran volumen de pacientes publicados por los registros de arthroplastias escandinavos, se llegan a utilizar las PTC recubiertas de HA como el patrón para comparar la supervivencia de las prótesis cementadas y las no cementadas sin HA en pacientes menores de 60 años¹⁶.

El que, a pesar de la variedad de modelos, de 154 vástagos sólo se hayan recambiado dos —uno por mala orientación y uno por infección—, nos hace considerar que el hecho de que mayoritariamente fuesen de apoyo metafisario y totalmente recubiertos de HA les confiere un comportamiento similar.

Desde hace años hemos constatado que la HA simplifica las maniobras de preparación del lecho para el vástagos femoral, en especial en los de diseño metafisario trapezoidal y tallo recto. Para colocar adecuadamente y lograr un buen anclaje primario y a largo plazo de estos vástagos no es preciso el fresado mecánico hasta alcanzar apoyo estable en la cortical interna del embudo metafisario y diáfisis. Aconsejamos preparar el lecho del vástagos mediante raspado discreto, evitando maniobras de rotación, hasta lograr un ajuste perfecto en la esponjosa metafisaria y una suficiente estabilidad rotatoria final de la raspa. Una esponjosa en contacto con la prótesis ayudará a sellar la entrada de micropartículas de polietileno¹⁷. Prótesis que radiológicamente podían valorarse como subdimensionadas presentaban excelente integración y curso clínico. Actualmente consideramos que es beneficioso dejar intactos 1-2 mm de la esponjosa endocortical, más dura, pues así se preserva la circulación endo-

cortical al tiempo que consideramos que esta esponjosa tiene mayor poder osteogénico que el hueso cortical.

En cuanto al lavado, si no ha sido un caso muy laborioso con múltiples entradas y salidas de las raspas, con roce contra los bordes de la piel y posible contaminación por una intervención prolongada, consideramos que es contraproducente, pues elimina factores de crecimiento y al eliminar los coágulos aumenta el sangrado. Consideramos que la esponjosa compactada ayuda a estabilizar el vástagos y acelera la osteointegración al cubrir posibles espacios muertos entre vástagos y hueso.

A estas alturas en la experiencia de la no-cementación, parece claro que la membrana fibrosa que se forma alrededor de las partes lisas de las prótesis no cementadas es una vía para la migración de las partículas de detritus de polietileno debido al bombeo por la alternancia de presión positiva y negativa, originadas en la articulación durante la carga^{17,18}. Ello puede arrastrar micropartículas a gran distancia, por ejemplo, a la diáfisis femoral. En los implantes con superficie porosa circumferencial mejora esta situación al hacer que la interfase metal-hueso sea microscópica^{19,20}. En una prótesis estable por integración ósea muy ajustada al metal, como ocurre en los recubrimientos con HA, el micromovimiento será menor y también el efecto del bombeo, quedando reducido a la zona más próxima a la articulación¹⁷. En los vástagos HA no hemos visto esta interfaz. Hay continuidad entre el metal, su recubrimiento y el hueso.

El signo radiológico básico de integración es la ausencia de líneas de interfaz o de corticalización periprotésica. En los seguimientos radiológicos periódicos la imagen acostumbra a ser invariable. Se puede discutir si a largo plazo, cuando el recubrimiento de HA y fosfato tricálcico se hayan eliminado por disolución y fagocitosis, si a nivel microscópico el hueso estará realmente tan unido al metal. Sin embargo, aunque esta unión microscópica no fuese realmente tan íntima, podemos pensar en la creación de un molde en el hueso tan perfecto que impide la movilidad de la prótesis. Por ello es importante que el metal tenga un grado de rugosidad adecuado²¹⁻²⁵.

En los estudios radiológicos de las PTC recubiertas de HA se pueden observar, en ocasiones, imágenes que les son características. Coincidiendo con zonas de transmisión de fuerzas pueden verse imágenes de estriación de la esponjosa, en forma de peine o de radios, que indican transmisión de cargas desde la prótesis al hueso¹³. Es frecuente observarlo en los cólculos y en metáfisis. En la punta del vástagos es frecuente ver una imagen de condensación ósea en forma de zócalo. Su observación, en los casos con una buena evolución a largo plazo, nos hace pensar que se trata de un signo favorable.

El hecho de que en nuestra serie de vástagos primarios con recubrimiento total de HA, principalmente Landos Corail y Karey, apenas se hayan visto áreas de atrofia ósea proximal debidas a *stress shielding*, podría ser debido a que

ambos modelos de implante son de carga metafisaria y la longitud del tallo diafisario es relativamente corto y de grosor decreciente, con lo que la zona que podría quedar afectada por el *by pass* de las cargas queda así reducida. Hemos observado osteopenia en el trocánter mayor o metáfisis con más frecuencia en casos con un vástago largo o más grueso, implantado en casos especiales como obesidad u osteoporosis y en recambios, que no se han incluido en esta serie. En otros modelos de prótesis, la osteopenia en el calcar es la norma y no depende del recubrimiento de HA²⁶.

Los vástagos, cuando fallan, suele ser antes del primer año por falta de integración en las primeras semanas, o por infección aguda o de bajo grado. En casos no incluidos en esta serie, por llevar poco tiempo de evolución, se ha observado esta falta de integración. Los casos tardíos de aflojamiento se producen más allá de los 10 años, cuando el desgaste del polietileno produce osteólisis por micropartículas que producen lesiones proximales metafisarias que según su extensión comprometen la estabilidad del vástago.

Los cítilos impactados y atornillados, al igual que el vástago, pueden fallar precozmente por falta de integración o infección, pero en conjunto han fallado a medio plazo, en especial aquellos modelos hemisféricos con superficie lisa (Atoll). Al extraerlos presentaban desaparición del recubrimiento de HA. Probablemente influya en su fracaso su diseño liso²⁷, por lo que ya no los utilizamos. Los cítilos rosados, con buena solidez primaria, han mostrado buen comportamiento a lo largo de los años. También parecen mostrar buena duración los cítilos texturados en la periferia. A nuestro entender, los cítilos con textura en toda su superficie externa, si bien pueden ser los más estables a largo plazo, tienen el riesgo de su gran dificultad de extracción en caso de ser preciso.

En conclusión, las PTC recubiertas de HA, en especial los vástagos, tienen una pervivencia similar si no superior a las no cementadas sin HA²⁸. Tendremos que esperar a tener un seguimiento más largo para poder afirmar lo mismo respecto a las prótesis cementadas. Sobre las PTC no cementadas clásicas, reducen la manipulación del hueso y el tiempo quirúrgico, a la vez que disminuyen el tiempo de integración y no presentan el dolor de cara anterior de muslo. El elemento débil de las prótesis recubiertas de HA es el acetábulo y el polietileno. Por ello es esencial la mejora del par de fricción, ya sea con cerámica-cerámica, metal-metal o con nuevos elementos²⁹, y los fabricantes deben producir implantes con diseño rugoso para facilitar la estabilidad a largo plazo³⁰.

Debemos considerar que la HA no es en sí misma un elemento definitivo de anclaje, pero sí que es un gran acelerador y facilitador de la integración por su efecto osteoinductor, y que aplicada con la técnica correcta, con la máxima cristalinidad y unión mecánica o química sobre un elemento metálico texturado adecuadamente puede conducir a unos implantes perdurables.

AGRADECIMIENTOS

A nuestros compañeros del servicio Dres. J. Casanova Sallarés, M. Ribas Playan, S. Formiguera Sala y J. García Bonet, sin cuya colaboración no habríamos podido realizar este trabajo. Asimismo, agradecemos al Dr. R Viladot Pericé su ayuda en la revisión del manuscrito.

BIBLIOGRAFÍA

1. Palm L, Jacobsson SA, Ivarsson I. Hydroxyapatite coating improves 8- to 10-year performance of the Link RS cementless femoral stem. *J Arthroplasty*. 2002;17:172-5.
2. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1998;355:200-11.
3. Sandén B, Olerud C, Johansson C, Larsson S. Improved extraction torque of hydroxyapatite-coated pedicle screws. *Eur Spine J*. 2000;9:534-7.
4. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg*. 1987;69B:45-55.
5. Hodgkinson JP, Shelley P, Wroblewski BM. The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties. *Clin Orthop*. 1988;228:105-9.
6. Bland JM, Altman DG. Statistics notes. Survival probabilities (the Kaplan-Meier method). *BMJ*. 1998;317:1572.
7. Dorey F, Nasser S, Amstutz H. Current concepts review. The need for confidence intervals in the presentation of orthopaedic data. *J Bone Joint Surg*. 1993;75-A:1844-52.
8. Reikeras O, Gunderson RB. Excellent results of HA coating on a grit-blasted stem. 245 patients followed for 8-12 years. *Acta Orthop Scand*. 2003;74:140-5.
9. Geesink WJ, Pekarsky B, O'Connell DL. Six-year results of hydroxyapatite-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg*. 1995;77B:534-47.
10. Soballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J, Fruensgaard S, Hansen ES, Ryd L, et al. Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg B*. 1993;75:681-7.
11. Sancho-Navarro R, Caso Rodríguez J, Valera-Pertegás M, Crusi-Seresols X. Revisión acetabular en los defectos óseos severos con cítilos esféricos atornillados recubiertos de hidroxíapatita y homoinjertos fragmentados impactados. *Rev Ortop Traumatol*. 2005;49:170-6.
12. Morscher EW, Hefti A, Aebi U. Severe osteolysis after third-body wear due to hydroxyapatite particles from acetabular cup coating. *J Bone Joint Surg B*. 1998;80:267-72.
13. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Geesink R. Hydroxyapatite femoral stems for total hip arthroplasty. 10- to 13-year followup. *Clin Orthop*. 2001;393:101-11.
14. Soballe K, Brockstedt-Rasmussen H, Hansen ES, Bünger C. Hydroxyapatite coating modifies implant membrane formation. Controlled micromotion studied in dogs. *Acta Orthop Scand*. 1992;63:128-40.
15. Soballe K, Hansen AS, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg*. 1993;75B:270-8.
16. Havelin LI, Engesaeter LB, Espehaug B, Furnes O, Lie SA, Vollset SE. The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years

- and 73,000 arthroplasties. *Acta Orthop Scand.* 2000;71:337-53.
17. Rahbek O, Overgaard S, Lind M, Bendix K, Bünger C, Soballe K. Sealing effect of hydroxyapatite coating on peri-implant migration of particles. *J Bone Joint Surg B.* 2001;83:441-7.
 18. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg.* 1992;74A:849-63.
 19. Bobyn JD, Jacobs JJ, Tanzer M, Urban RM, Aribindi R, Sumner DR, et al. The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris. *Clin Orthop.* 1995;311:21-39.
 20. Emerson RH Jr, Sanders SB, Head WC, Higgins L. Effect of circumferential plasma-spray porous coating on the rate of femoral osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1999;81A:1291-8.
 21. Aebli N, Krebs J, Schwenke D, Stich H, Schawalder P, Theis JC. Degradation of hydroxyapatite coating on a well-functioning femoral component. *J Bone Joint Surg B.* 2003;85:499-503.
 22. Bauer TW, Geesink RCT, Zimmerman R, McMahon JT. Hydroxyapatite-coated femoral stems. Histological analysis of components retrieved at autopsy. *J Bone Joint Surg.* 1991;73A:1439-52.
 23. Coathup MJ, Blunn GW, Flynn N, Williams C, Thomas NP. A comparison of bone remodelling around hydroxyapatite-coated, porous-coated and grit-blasted hip replacements retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg.* 2001;83B:118-23.
 24. Hardy DCR, Frayssinet P, Bonel G, Authom T, Le Naelou SA, Delincé PE. Two-year outcome of hydroxyapatite-coated prostheses. Two femoral prostheses retrieved at autopsy. *Acta Orthop Scand.* 1994;65:253-7.
 25. Kim YH, Kim JS, Oh SH, Kim JM. Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85A:1682-8.
 26. Tonino AJ, Therin M, Doyle Ch. Hydroxyapatite-coated femoral stems. Histology and histomorphometry around five components retrieved at post mortem. *J Bone Joint Surg.* 1999;81B:148-54.
 27. Lai KA, Shen WJ, Chen ChH, Yang ChY, Hu WP, Chang GL. Failure of hydroxyapatite-coated acetabular cups. Ten-year follow-up of 85 Landos Atoll arthroplasties. *J Bone Joint Surg.* 2002;84B:641-6.
 28. Dumbleton J, Manley MT. Current concepts review. Hydroxyapatite-coated prostheses in total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2004;86A:2526-40.
 29. Fernández-Fairén M, Gil-Mur FJ. Nuevos materiales en arthroplastia total de cadera. *Rev Ortop Traumatol.* 2003;47:434-42.
 30. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT. Ten-year results with hydroxyapatite-coated total hip femoral components in patients less than fifty years old. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg.* 2003;85A:885-9.

Conflictos 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.