

## ESTUDIOS CLÍNICOS

# Reconstrucción acetabular no cementada en artroplastia total primaria de cadera

J. GALANTE y L. QUIGLEY

*Rush Arthritis and Orthopaedic Institute, Rush Presbyterian, St. Luke's Medical Center, Chicago, IL, EE.UU.*

**RESUMEN:** Se efectuaron 204 artroplastias totales primarias de cadera en 184 pacientes consecutivos, desde marzo de 1984 a diciembre de 1985, en las que se insertó un componente acetabular con revestimiento poroso, hemisférico, no cementado (Harris/Galante Y, Zimmer, EE.UU.). Ciento dos pacientes fueron mujeres (55%) y 82, hombres (45%), con una edad promedio, en el momento de la cirugía, de 52 años (rango, 20-84 años). Veintiséis pacientes (30 caderas) murieron antes de los 92 meses de seguimiento y 6 (6 caderas) se perdieron para el seguimiento, con lo que quedaron 150 pacientes con 167 procedimientos disponibles para una revisión prospectiva. En 132 meses de seguimiento (rango, 92-171 meses), 4 componentes acetabulares estables requirieron revisión: uno por luxación recidivante, uno por disociación del revestimiento y dos por osteólisis acetabular. Ninguno de los componentes acetabulares fue revisado por pérdida aseptica de la solidez. Otras 6 caderas (4,2%) requirieron reoperación por problemas en el acetábulo, con fijación del componente acetabular. En 5 caderas, se cambió el revestimiento de polietileno del componente acetabular debido a su excesivo desgaste. Dos caderas fueron sometidas a debridamiento e injerto de las lesiones osteolíticas progresivas a lo largo de la interfase. La evaluación radiológica reveló que 148 componentes acetabulares (94,3%) permanecían estables. Seis caderas mostraron una línea radiolúcida de menos de 2 mm en 4 de 5 zonas y fueron consideradas como posiblemente inestables (4,5%). Dos componentes acetabulares resultaron inestables (1,3%). Un componente acetabular migró dentro de los primeros 24 meses debido a reabsorción de la masa de un injerto de cabeza femoral. Otro componente acetabular presentó una migración tardía asociada con una osteólisis progresiva. En un total de 23 caderas

(14,6%), se observó osteólisis del acetábulo que se limitaba a la periferia de la copa o al hueso pelviano adyacente en 20 acetábulos. Tres acetábulos mostraron lisis retroacetabular. El análisis de Kaplan-Meier de presunción de sobrevida para revisión o migración del componente acetabular reveló una posibilidad del 97,7% de sobrevida del componente acetabular para una media de 11 años (intervalo de confianza [1C] del 95%, 0,99-0,96). En el análisis de Kaplan-Meier de sobrevida para revisión o migración del componente acetabular o reoperación relacionada al acetábulo, se halló una posibilidad del 93,5% de sobrevida del componente acetabular para una media de 11 años (1C 95%, 0,96-0,92). Los resultados de la reconstrucción acetabular primaria no cementada a 11 años son por lo menos tan buenos como los informados con el uso de cemento. La mayoría de las complicaciones ocurrieron en los jóvenes y estuvieron relacionadas con la osteólisis secundaria al desgaste del revestimiento de polietileno.

**PALABRAS CLAVE:** Cadera. Artroplastia total. Reconstrucción acetabular no cementada.

## CEMENTLESS ACETABULAR RECONSTRUCTION IN PRIMARY TOTAL HIP ARTHROPLASTY

**ABSTRACT:** Two hundred and four primary total hip arthroplasties were performed consecutively in 184 patients from March 1984 to December 1985 in which a cementless, hemispherical, porous-coated acetabular component (Harris/Galante Y, Zimmer, USA) was inserted. One hundred and two were female (55%) and 82, male (45%), with an average age at the time of surgery of 52 years (range, 20-84 years). Twenty-seven patients (30 hips) died prior to the 92-month follow-up and 7 patients (7 hips) were lost to follow-up, leaving 150 patients with 167 hips available for prospective review. At mean 132-month follow-up (range, 92-171 months), four stable acetabular components required revision: one for recurrent dislocation, one for liner dissociation, and two for acetabular osteolysis. No cup was revised for aseptic loosening.

Recibido el 5-10-1999. Aceptado luego de la evaluación el 28-10-1999.

Correspondencia:

Dr. J. O. GALANTE  
Rush Arthritis and Orthopaedics Institute  
Rush Presbyterian  
St. Luke's Medical Center  
1725 West Harrison, Suite 1055  
Chicago, Illinois 60612  
EE.UU.

**Seven additional hips (4.2%) required re-operation for problems related to the acetabulum, with fixation of the acetabular component. In 5 hips, the polyethylene liner of the acetabular component was removed and exchanged due to excessive linear wear. Two hips underwent debridement and grafting of progressive osteolytic lesions along with linear exchange. Radiographic evaluation revealed that 148 acetabular components (94.3%) were stable. Seven hips showed radiolucency of less than 2 mm in 4 of 5 areas, and were judged possibly unstable (4.5%). Two acetabular components were unstable (1.3%). One acetabular component migrated within the first 24 months due to resorption of a bulk femoral head graft. Another acetabular component demonstrated late migration in association with progressive osteolysis. Osteolysis of the acetabulum was seen in a total of 23 hips (14.6%) and was limited to the periphery of the cup or adjacent pelvic bone in 20 acetabula. Three acetabula demonstrated retroacetabular lysis. Kaplan-Meier survivorship analysis for revision of the acetabular component revealed a 97.7% chance of acetabular component survival at mean eleven years (95% confidence limit, 0.99-0.96). Kaplan-Meier survivorship analysis for revision or migration of the acetabular component or reoperation related to the acetabulum revealed a 93.5% chance of acetabular component survival at mean eleven years (95% confidence limit, 0.96-0.92). Results of cementless primary acetabular reconstruction at eleven years are at least as good as those reported with the use of cement. Most complications were seen in the young and were related to wear of the polyethylene liner and resulting osteolysis.**

**KEY WORDS: Hip. Total arthroplasty. Non-cemented acetabular reconstruction.**

---

---

La fijación estable de los componentes protésicos es un prerrequisito para el éxito de la artroplastia total de cadera. En las tres décadas pasadas, el metilmetacrilato ha sido ampliamente usado y es, en la actualidad, el método de fijación más comúnmente utilizado. Estudios de seguimiento a largo plazo (más de 15 años) indican que cuando el cemento acrílico es utilizado junto con una prótesis femoral bien diseñada pueden esperarse bajos índices de falla<sup>6,8,18,26,28,33</sup>

La introducción de las denominadas técnicas de cementación modernas, incluyendo el fresado y la limpieza del conducto femoral, la presurización y la reducción de la porosidad han mejorado aún más los resultados de la fijación femoral<sup>1,2,4,22</sup>

Con respecto al lado acetabular, existe una variabilidad muy importante de los resultados publicados. La mayoría de los autores concuerdan en que la incidencia de

aflojamiento del acetábulo cementado es mayor que la que se observa en el lado femoral. Han sido informados porcentajes tan altos como del 40% a los 15 años.

Además, las tasas de fallo parecen ser mayores en individuos jóvenes y activos.<sup>10,12,18,19,22,26,28</sup>

Uno de los problemas al interpretar la bibliografía aparece cuando la revisión es utilizada como un punto final para el fallo; los resultados pueden ser engañosos, por lo menos, a los 10-15 años de seguimiento. La mayoría de los pacientes con aflojamiento acetabular presenta pocos o muy pocos síntomas hasta que la pérdida del reservorio óseo es importante. Los problemas que se presentan en el momento de la reconstrucción pueden ser formidables y constituir un verdadero desafío para el cirujano ortopeda. El tema es aún más complejo en un paciente joven y activo.

Las modernas técnicas de cementación también han sido introducidas para la fijación del componente acetabular. Sin embargo, es muy temprano todavía para verificar su efecto sobre el porcentaje de aflojamiento.

¿Por qué existe esta discrepancia entre la eficacia del cemento en el fémur y el acetábulo? La explicación más plausible se relaciona con la imposibilidad de crear un campo seco y de obtener las condiciones ideales de presurización e introducción del cemento en el acetábulo, a diferencia del conducto medular. En series bien documentadas, se ha informado que hasta un 40% de las radiografías mostraban una cementación insatisfactoria. Además, todos los fallos de fijación en el estudio ocurrieron en el grupo de pacientes con características radiológicas insatisfactorias.<sup>24,25</sup> Estos hechos llevan a apoyar la conclusión de que la fijación cementada en el acetábulo puede no ser tan ideal, aun en las manos más expertas.

La fijación no cementada fue creada hace un par de décadas, para evitar algunas de las dificultades reales o advertidas que se observan con el cemento acrílico. Igual que con otras tecnologías nuevas, las experiencias clínicas iniciales fueron variadas, con un número de fracasos tempranos.<sup>7,9,11</sup> La fijación no cementada ha evolucionado desde entonces hacia una técnica confiable que compite en eficacia con la alternativa cementada.<sup>3,5</sup>

Los principios que nosotros hemos usado para la fijación del acetábulo no cementado en los últimos 15 años incluyen:

1. Una copa hemisférica de titanio revestida con un compuesto poroso de fibra de titanio.
2. Tornillos utilizados para una fijación inicial.
3. Un módulo insertado de polietileno de peso molecular ultraalto.

El elemento crítico en esta prótesis acetabular es la capa porosa diseñada para permitir la fijación del componente mediante formación ósea.

Nuestra premisa basada en nuestra experiencia personal es que la fijación acetabular no cementada con este tipo de componente protésico es, al menos, tan buena y, proba-

blemente mejor, que la que se obtiene con cemento acrílico, por lo menos en un mediano plazo de seguimiento.

El propósito de este trabajo es revisar nuestra experiencia inicial con fijación acetabular no cementada durante un promedio de 11 años de seguimiento y discutir algunos de los detalles relevantes basándonos en nuestros hallazgos.

## Material y métodos

Entre marzo de 1984 y diciembre de 1985, se efectuaron 204 reemplazos totales primarios de cadera consecutivos en el Rush-Presbyterian-St. Luke's Medical Center utilizando fijación acetabular no cementada.

Todos los candidatos a un reemplazo total de cadera recibieron un acetábulo no cementado durante el estudio.

El promedio de edad de la población de pacientes en el momento de la cirugía fue de 52 años (rango, 20-84 años). De ellos, 102 fueron mujeres (55%) y 82, hombres (45%). En 109 pacientes (63%), el diagnóstico fue de osteoartritis, en 43 pacientes (25%), necrosis avascular, en 11 pacientes (6%), artritis reumatoidea, en 5 (3%), espondilitis anquilosante, en 4 (2%), artrosis postraumática y en 2 (1%), fractura de fémur.

El plazo de seguimiento fue de 132 meses (rango, 92-171 meses). Fallecieron 26 pacientes (30 caderas) debido a causas no relacionadas, con menos de 92 meses de seguimiento. Así, fue posible revisar 167 caderas en 150 pacientes.

Se utilizó la prótesis acetabular modular HGI (Harris/Galante Y, Zimmer, EE.UU.), de un componente hemisférico hecho de titanio puro. Estaba completamente revestido con una capa porosa de fibras de titanio puro sintetizado. El diámetro varió de 46 a 66 mm. La copa presentaba orificios para la aplicación de tornillos. La fijación inmediata se obtuvo mediante el uso de 3 a 5 tornillos de aleación de titanio, de 4,5 mm. Un revestimiento de polietileno de peso molecular ultraalto se colocó en la prótesis por medio de tres ganchos metálicos incurvados hacia adentro en el momento de la inserción. El acetábulo fue insertado con la técnica denominada línea a línea. El diámetro del último fresador utilizado coincidía con el diámetro del acetábulo protésico. Esto significa que no se efectuó intento alguno de impactar la prótesis en el hueso esponjoso de la pelvis.

Del lado femoral se utilizó un componente femoral no cementado (Harris/Galante Y, Zimmer, EE.UU.) en 165 pacientes. Esta prótesis estaba hecha de una aleación de titanio 6-aluminio 4-vanadio incorporada a una capa no circunferencial de revestimiento poroso en el tercio superior, y una cabeza femoral modular de cromo con un diámetro de 28 mm. En 14 pacientes se empleó un componente femoral no cementado de aleación de titanio no modular (Gustilo/Kyle, Zimmer, EE.UU.), también revestido proximalmente en forma no circunferencial con fibra metálica de titanio. Estos dos elementos son actualmente considerados obsoletos. Una prótesis femoral modular cementada de cromo cobalto (Harris/Precoat, Zimmer, EE.UU.) con una cabeza femoral modular de cromo cobalto de 28 mm fue utilizada en 39 pacientes. El uso relativo de esta prótesis refleja el criterio de selección de pacientes para la fijación femoral en nuestra institución, en los primeros años de la década pasada.

Todas las operaciones se efectuaron en una sala equipada con flujo laminar mediante una unidad de flujo vertical y todos los miembros del equipo quirúrgico utilizaron trajes de aspiración de aire. La vía lateral directa se utilizó en 93 caderas (78%), con una modificación de la técnica descrita por Hardinge. La vía posterior se utilizó en 25 caderas (21%) y la vía transtrocanterica en 2 caderas (2%).

Todos los pacientes recibieron 1 g de cefalexina endovenosa como profilaxis y los antibióticos se mantuvieron, habitualmente, durante 48 horas. La profilaxis de la trombosis venosa profunda incluyó warfarina en dosis bajas para mantener el tiempo de protrombina en

1,5 veces el control. A los pacientes les fue permitido caminar al primer o segundo día del posoperatorio con una descarga parcial sobre muletas por 6 semanas y luego, con una carga progresiva del peso durante 6 semanas. La carga del peso fue permitida en forma temprana en los pacientes que recibieron un componente femoral cementado.

El seguimiento posoperatorio se efectuó mediante exámenes clínicos y radiológicos a intervalos predeterminados. La puntuación de Harris para cadera se utilizó para la evaluación clínica y fue completada en cada una de las visitas del paciente. Durante el seguimiento, se efectuó una radiografía de frente de la cadera y una de perfil. La evaluación radiológica a 6 meses de la cirugía se utilizó como una línea de base para comparar con radiografías tomadas a intervalos posteriores.

Las radiografías fueron analizadas cualitativa y cuantitativamente mediante las técnicas descritas por Martell y cols.<sup>21</sup> Las radiografías se analizaron con el objeto de observar la presencia y extensión de líneas radiolúcidas, y la presencia y el tiempo de aparición de osteólisis retroacetabular, marginal o asociada con los tornillos, así como de migración o fractura. Se utilizó una "digitizing tablet" (Sigma Scan, Jandel Scientific, San Rafael, CA) para la evaluación radiológica cuantitativa del acetábulo.

Un componente acetabular fue considerado inestable si se encontraba 2 mm o más de migración, o 2 o a más grados de rotación. Se lo consideraba probablemente inestable si, por lo menos, 4 ó 5 zonas presentaban líneas radiolúcidas de, por lo menos, 2 mm de ancho. Finalmente, un componente acetabular se consideraba posiblemente inestable si, por lo menos, 4 ó 5 zonas tenían líneas radiolúcidas mayores de 2 mm de ancho en alguna zona.

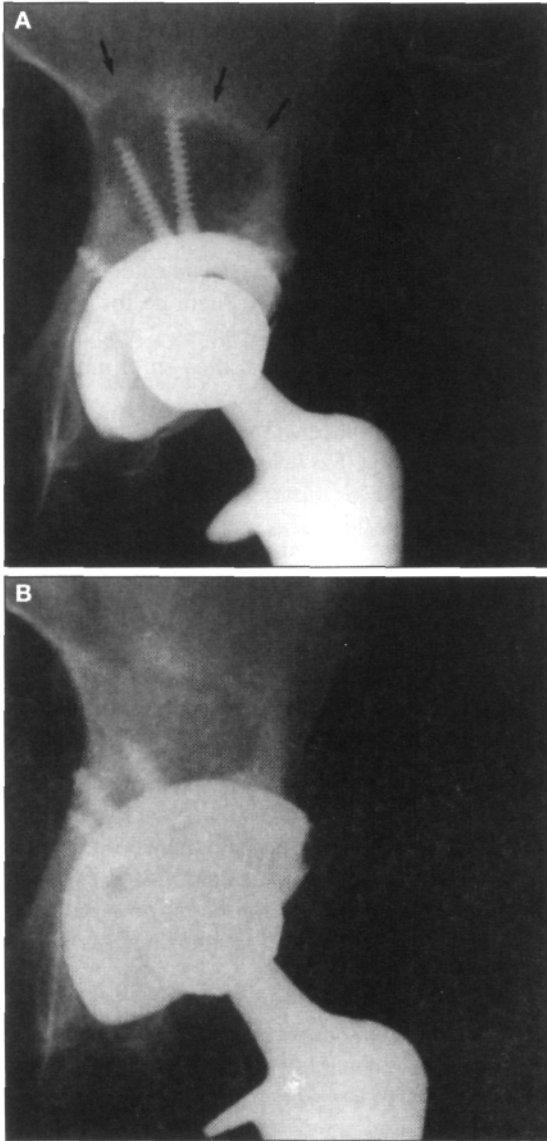
Las medidas del desgaste fueron realizadas cuantitativamente utilizando la radiografía de frente de la pelvis con la técnica de Liversmore y cols, modificada.<sup>20</sup> Las medidas del desgaste fueron calculadas utilizando las radiografías de 6 semanas como línea de base. En aquellas caderas con revestimiento cambiante de polietileno, el desgaste del revestimiento original fue determinado tomando el momento de la reoperación como el intervalo final del seguimiento.

El análisis de sobrevida fue calculado utilizando el método de Kaplan-Meier.<sup>17</sup> En estas 204 caderas se efectuó este análisis. El análisis de Kaplan-Meier se realizó tomando la revisión del componente acetabular como un punto terminal, y esto también fue realizado utilizando la revisión, la migración y la reoperación como un criterio de punto terminal.

## Resultados clínicos

Durante este estudio se efectuaron cuatro revisiones acetabulares (2,4%) en componentes estables. En un caso, por luxación recidivante consecutiva a una revisión femoral en un hombre de 45 años. La segunda fue realizada durante una revisión femoral por una disociación del revestimiento y erosión de la copa de metal, en una mujer de 35 años. Hubo 2 revisiones de componentes estables por lisis retroacetabular. Un paciente tenía 31 años y el otro, 51 años (Fig. 1). No se efectuaron revisiones por aflojamiento aséptico acetabular.

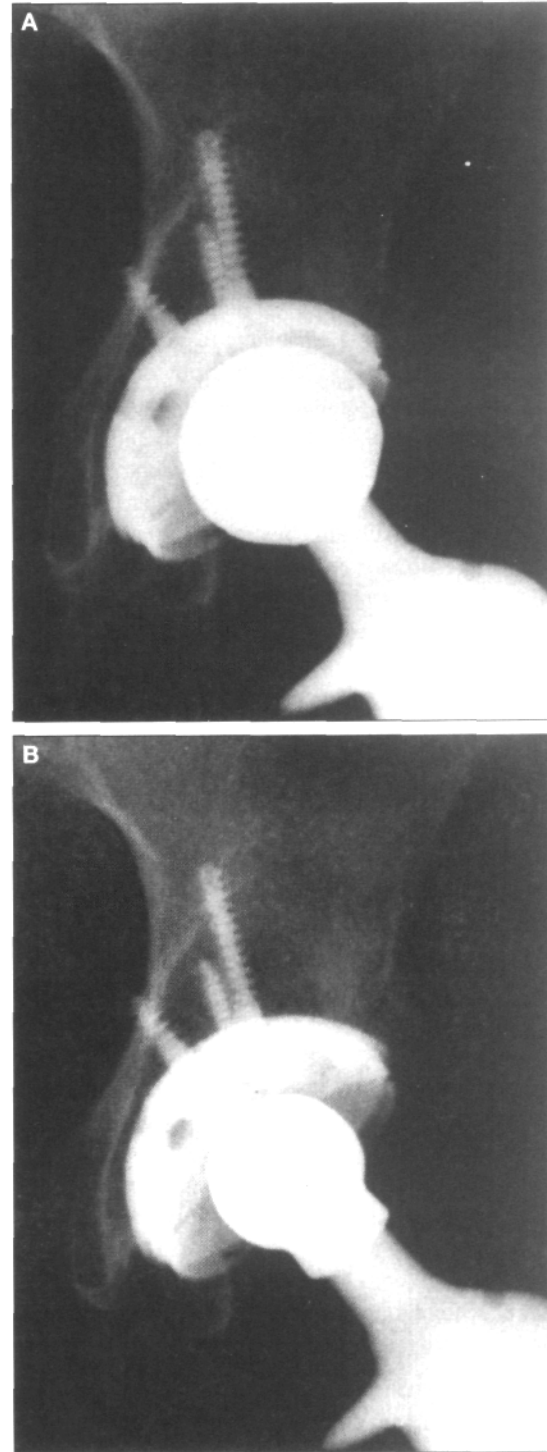
Además de las revisiones, se efectuaron 7 reoperaciones relacionadas con el acetábulo (4,2%). Cinco fueron cambios del revestimiento debido a excesivo desgaste del mismo (Fig. 2). Todos estos pacientes tenían 55 años de edad o menos. También se efectuaron 2 cambios del revestimiento por desgaste excesivo en conexión a injerto de grandes lesiones líticas. Estos 2 pacientes estaban por debajo de los 46 años de edad.



**Figura 1.** Revisión acetabular por osteólisis retroacetabular. A) Osteólisis retroacetabular (flechas) observada a 123 meses del posoperatorio en una mujer de 51 años con una artroplastia primaria. B) Seis meses luego de la revisión con injerto de la osteólisis retroacetabular. El injerto óseo ha consolidado y el componente no cementado hemisférico, con revestimiento poroso, revisado, permanece estable.

Hubo 31 revisiones femorales con una incidencia del 18,6% efectuadas durante el período del estudio. Estas revisiones reflejan el pobre rendimiento de los componentes femorales no cementados que fueron implantados, a los cuales hoy se consideran obsoletos. En 28 pacientes, se revisó solamente el fémur y en 3, también el acetábulo, como se mencionó antes.

En 3 pacientes se removió hueso heterotópico, un paciente requirió la evacuación posoperatoria de un hema-



**Figura 2.** Reoperación por extenso desgaste del revestimiento de polietileno. A) Radiografía a 123 meses del posoperatorio de un componente acetabular de 48 mm (28 mm de cabeza femoral) implantado en una mujer de 42 años de edad en el momento de la cirugía. El componente acetabular permanece estable, sin radiolucencias ni osteólisis acetabulares, pese al extenso desgaste del revestimiento de polietileno. B) Radiografía a los 147 meses del posoperatorio, 12 meses después del cambio de revestimiento de polietileno y revisión de la cabeza femoral, con un componente de 22 mm.

toma. Un paciente presentó una infección superficial de la herida en el período perioperatorio, que respondió bien a la incisión y el drenaje. Un segundo paciente presentó una infección superficial de aparición tardía, con una fístula que requirió resección del trayecto e injerto muscular vascularizado del tensor de la fascia lata. Esta paciente era una mujer de 56 años de edad con antecedentes de fractura desplazada de acetábulo inicialmente tratada con tracción esquelética. El tracto fistuloso apareció cuatro años después de un reemplazo total de cadera, y los cultivos fueron negativos. La paciente respondió muy bien al procedimiento quirúrgico con curación completa.

La media de la puntuación preoperatoria de Harris fue de 52 (rango, 14-77). La media de la puntuación posoperatoria fue de 88 (rango, 44-100). Ciento nueve caderas (65%) presentaron resultados excelentes (90-100 puntos), 31 (18,6%) resultados buenos (de 80 a 89), 11 caderas (6,6%) resultados razonables (70-79) y 16 caderas (9,6%) resultados malos (menos de 70). En ninguno de estos pacientes, los resultados malos estuvieron relacionados con la reconstrucción acetabular.

Ciento cuarenta y tres pacientes (85,6%) no presentaron dolor o éste fue muy leve, y sólo 2 pacientes (1,2%) presentaron dolor intenso. Ciento cuarenta y seis pacientes (87,4%) no requirieron esencialmente soporte alguno y la gran mayoría de los pacientes, 148 (88,6%), no presentó cojera o sólo cojera muy leve.

En 157 caderas se dispuso de seguimiento radiológico completo, con un promedio de 128 meses de seguimiento. Ciento cuarenta y ocho caderas (94,3%) fueron consideradas estables, siete (4,5%) posiblemente inestables (al menos 4 zonas con radiolucencia, ninguna mayor de 2 mm) y 2 caderas presentaron migración y fueron consideradas inestables (1,3%). Todas las caderas posiblemente inestables fueron asintomáticas y una de ellas presentó una radiolucencia completa de menos de 2 mm de espesor. La migración acetabular se observó en 2 caderas (1,3%).

En uno de estos pacientes, un hombre de 65 años, fue utilizado un injerto autólogo de cabeza femoral, para reparar un gran defecto en el techo acetabular. Al cabo de un año el acetábulo había migrado, rotando hacia una posición más vertical. La migración se estabilizó a los 24 meses siguientes al implante. El paciente falleció 98 meses después, con una cadera asintomática y sin evidencias de migración.

El segundo paciente fue un hombre de 42 años con una migración detectada luego de 72 meses del implante y asociada con osteólisis periférica. Este paciente estaba asintomático y rechazó la revisión.

La radiolucencia fue frecuente en la distribución que muestra la Fig. 3. En la mayoría de los casos, era de menos de 1 mm de espesor y sólo 1 paciente presentó evidencia de una radiolucencia mayor de 2 mm.

La osteólisis acetabular se observó en 23 caderas, con una incidencia del 14,5%. La osteólisis acetabular fue un

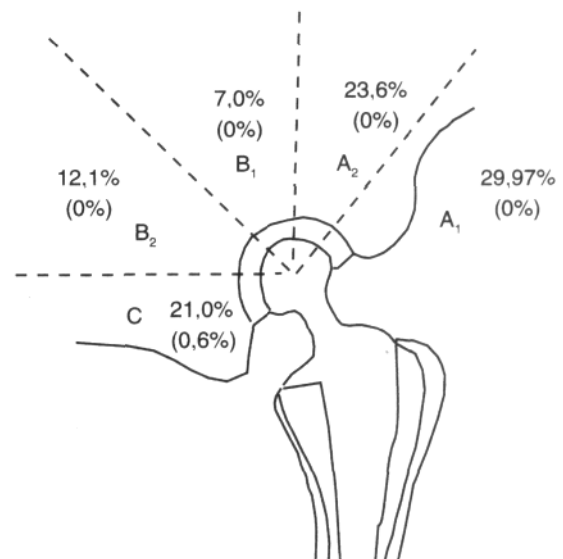
fenómeno de aparición tardía. La media del tiempo de comienzo fue de 107 meses (rango, 43-150 meses). En 20 de estas caderas (12,7%), las lesiones fueron periféricas y en 3 (1,9%), fueron grandes y retroacetabulares. En 2 de estos pacientes, las lesiones retroacetabulares estuvieron asociadas con mínimo desgaste del polietileno insertado, pero con intensa corrosión de la unión del cono y la cabeza Morse.<sup>16</sup>

Diecisiete de los 23 pacientes con osteólisis acetabular tenían menos de 50 años y, fuera de los 3 pacientes con grandes lesiones retroacetabulares, 2 tenían menos de 50 años y un paciente tenía 51 años en el momento del implante.

Se observó radiolucencia en el nivel de los tornillos en 3 caderas (1,9%). No hubo progresión de la radiolucencias ni rotura de los tornillos. No existieron complicaciones clínicas o radiológicas relacionadas con la presencia de los tornillos.

Hubo 40 caderas con menos de 92 meses de seguimiento. Estas incluyeron a los 27 pacientes que murieron con menos de 92 meses de seguimiento y las 10 caderas en las cuales las RX tomadas con más de 92 meses de seguimiento no estuvieron disponibles. En aquellos pacientes no se observó osteólisis ni radiolucencia completa. Un paciente masculino de 35 años, con un trasplante renal, había sufrido una fractura traumática de pelvis; la prótesis acetabular se movilizó con el fragmento proximal de la fractura, pero permaneció estable una vez consolidada la fractura.

El promedio total del desgaste del revestimiento fue de 1,53 mm. El promedio de la tasa de desgaste fue de



**Figura 3.** Prevalencia de líneas radiolúcidas al final del seguimiento. Las líneas radiolúcidas de 1 mm o menos son infrecuentes. Líneas radiolúcidas mayores de 1 mm, pero menores de 2 mm de ancho (indicadas entre paréntesis) se vieron solamente en la zona C. Ninguna zona de radiolucencia fue mayor de 2 mm de ancho.

0,15 mm por año. En aquellos pacientes que tenían menos de 50 años el promedio total de desgaste del revestimiento fue de 1,82 mm, con una tasa promedio de desgaste de 0,18 mm por año. En los pacientes mayores de 50 años, esta tasa fue de 1,30 mm, con una tasa promedio de desgaste de 0,12 mm por año.

La estimación de Kaplan-Meier de curva de supervivencia reveló una posibilidad del 97,7% de supervivencia del componente acetabular como punto terminal. Si era incluida como criterio de fracaso, la revisión, migración o cualquier operación relacionada con el componente acetabular, la estimación de Kaplan-Meier revelaba un 93,5% de posibilidad de supervivencia a los 11 años (IC 95%, 0,96-0,92).

Las complicaciones incluyeron 19 fracturas femorales proximales intraoperatorias no desplazadas (9,3%); dos infecciones superficiales de la herida (1%); tres luxaciones (1,5%), dos de las cuales resultaron recidivantes. En un paciente (0,5%) se diagnosticó parálisis de nervio peroneo, que revirtió totalmente. Se observó una trombosis venosa profunda en un caso (0,5%). Dos pacientes presentaron infecciones hematógenas tardías (1%), que respondieron bien al debridamiento y tratamiento con antibióticos.

Hubo dos óbitos perioperatorios (1%). Uno estuvo asociado con embolia pulmonar y el otro, con insuficiencia hepática.

## Discusión

Los hallazgos de este estudio nos permiten concluir que los resultados de la reconstrucción acetabular no cementada a 11 años son, por lo menos, tan buenos como aquellos que han sido reportados con el uso de cemento.

El aflojamiento aséptico no fue la causa de fracaso. La fijación por el crecimiento óseo dentro de los poros abiertos de las fibras de titanio es un hecho reproducible, como lo hemos demostrado en estudios realizados sobre componentes recuperados en autopsias de pacientes que tenían prótesis que funcionaban correctamente.<sup>31</sup> La extensión del crecimiento óseo en esos especímenes promediaba el 28%, con mayor crecimiento en áreas adyacentes a los orificios con tornillos.

Algunos investigadores han propuesto la adición de revestimientos cerámicos, tales como el fosfato tricálcico de hidroxiapatita, como una forma de acrecentar la oseointegración de esos componentes.<sup>29</sup> A pesar de que nosotros no consideramos esto como necesario, esto bien puede llevar a una estabilización más rápida del implante cuando es usado en conjunción con un revestimiento poroso.

La mayoría de las complicaciones y fallos en este estudio fueron vistos en los pacientes jóvenes. Dentro del grupo estudiado, hay una cohorte de pacientes menores de 50 años.<sup>3</sup> Esto constituyó 79 caderas en 66 pacientes, con un promedio de edad de 37 años (rango, 20-49 años).

En 37 de estos pacientes (47%), el diagnóstico primario fue necrosis avascular, una patología que se sabe determina malos resultados en la reconstrucción total de cadera. Si comparamos los resultados de pacientes que tenían menos de 50 años con aquellos de 50 o más años de edad, la incidencia de osteólisis fue del 27% en los pacientes más jóvenes, *versus* 6% en el grupo de pacientes mayores. Actualmente, el único paciente de alrededor de 50 años con osteólisis retroacetabular presentaba 51 años en el momento de la cirugía original. Además, la mayoría de las reoperaciones y revisiones acetabulares fueron hechas en el grupo de pacientes jóvenes, 12,7% *versus* 2,1% en el grupo de pacientes de más de 50 años. Si consideramos a aquellos pacientes mayores de 70 años en el momento del procedimiento correctivo no hubo reoperaciones ni revisiones, no se observó migración ni tampoco osteólisis.

Así, para la población de pacientes mayores, las técnicas y el tipo de componentes descritos anteriormente pueden muy bien ser útiles al paciente toda la vida, sin necesidad de revisiones y reoperaciones. La mayoría de las complicaciones y los fracasos se observó en los jóvenes y, además, estaba relacionada con el desgaste del polietileno insertado y a la osteólisis resultante.

La tasa de desgaste estuvo relacionada con la edad, un fenómeno que debe esperarse relacionado con el incremento de actividad en la población de pacientes jóvenes y por otra parte sanos. Es en estos pacientes jóvenes en los cuales es importante: 1) limitar la producción de partículas y 2) evitar su acceso al tejido de interfaz protésica.

Un número de innovaciones se han introducido en la práctica clínica para disminuir el desgaste y, así, limitar la producción de partículas. Estas incluyeron el mejoramiento de las superficies de apoyo y de la calidad del polietileno de peso molecular ultraalto, y el uso de superficies de apoyo alternativas. Para los pacientes más jóvenes y activos está justificada la elección de una cabeza de cerámica en vez de las de cromo-cobalto. La introducción de polietileno de peso molecular ultraalto y alta trama, un material con muy alta resistencia al desgaste, parece tener ventajas definitivas y probablemente reducirá en el largo plazo la aparición de osteólisis y otros problemas biológicos.<sup>15</sup>

Nosotros hemos tenido sólo una limitada experiencia con soportes alternativos, particularmente con articulaciones metal-metal. Creo que es aún demasiado temprano para aseverar su seguridad biológica a largo plazo, a pesar de las aparentes ventajas sustanciales desde el punto de vista del desgaste respecto de los soportes de polietileno de peso molecular ultraalto, particularmente en pacientes jóvenes, como hemos enfatizado anteriormente.

Además, para limitar la producción de partículas, una importante segunda estrategia es evitar el acceso de partículas al tejido de la interfaz protésica. En un estudio de 25 componentes acetabulares no cementados revisados en autopsia, con un seguimiento de 7 años posim-

plante, demostramos un alto patrón de infiltración limitado dentro de histiocitos en los tejidos de interfase.<sup>11</sup> A pesar de que no se presentaron lesiones osteolíticas microscópicas en los especímenes estudiados, las partículas de metal y polietileno indujeron granulomas microscópicos observados especialmente en los orificios de los tornillos. Los granulomas más frecuentes y que penetraban más profundamente fueron observados a lo largo de la interfaz hueso-implante de los tornillos osteointegrados. La penetración en el margen de los componentes fue mínima a pesar de la proximidad de los detritos dentro de la cápsula articular. Así, los orificios para los tornillos, con o sin tornillos, representaron los hallazgos más importantes, si se presume el acceso de partículas a la interfaz hueso-implante.

La fijación con tornillos tiene una ventaja definitiva: otorga una estabilidad inicial segura. Existen algunas desventajas. Una es la posibilidad de complicaciones neurológicas, que pueden evitarse.

Se ha demostrado que la inserción de los tornillos en el cuadrante posterolateral del acetábulo minimiza la interferencia con cualquier estructura neurovascular intrapelviana.<sup>32</sup> La principal desventaja de los tornillos es que proporcionan un camino a las partículas a través de los orificios, contengan o no tornillos.

Existen dos contraindicaciones para el uso de fijación no cementada como se describe aquí. Una es la necesidad de usar un gran injerto sólido para reparar un defecto acetabular, si la prótesis necesita contar con injerto para estabilizarse. La reabsorción del injerto llevará eventualmente a la migración de la prótesis, como fue demostrado en uno de los pacientes del presente estudio, con un implante inestable. La otra contraindicación

es la necrosis por radiación del hueso acetabular, que ocurre en pacientes sometidos a radioterapia para el tratamiento de neoplasias pelvianas.<sup>14</sup>

Nuestra técnica operatoria habitual para la implantación del acetábulo se basa en el principio de maximizar la fijación y depender menos de los tornillos para la fijación inicial. Nosotros fresamos el lecho óseo acetabular y obtenemos una superficie esponjosa sangrante sin sacrificar el hueso subcondral. La prótesis se impacta en su lugar utilizando una diferencia de 2 mm entre la última fresa utilizada y las reales dimensiones del componente protésico. Preferimos usar esta técnica junto a una copa sin agujeros en pacientes jóvenes, minimizando así la posibilidad de la transferencia de partículas a la interfaz hueso-prótesis. En la población de pacientes mayores, utilizamos dos tornillos, además de la impactación, considerando la posibilidad de que una fijación inicial por impactación solamente puede no ser satisfactoria en presencia de hueso osteoporótico.

Los elementos protésicos acetabulares actuales incorporaron un número de mejoras sobre las prótesis descritas en este estudio. En nuestra experiencia, no hemos observado inestabilidad entre el polietileno insertado y la copa metálica, como ha sido publicado.<sup>27</sup> Una característica importante de los diseños de acetábulo no cementados de tercera generación es un mecanismo de fijación mejorado. La disponibilidad de copas sin orificios es también una excelente ventaja para la población de pacientes más jóvenes.

En resumen, la fijación acetabular no cementada con una copa hemisférica de revestimiento poroso, con o sin el uso de tornillos para una fijación inmediata, representa una excelente aproximación a la reconstrucción acetabular.

## Referencias bibliográficas

1. **Ballard, WT; Callaghan, JJ; Sullivan, PM, y Johnston, RC:** The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. *J Bone Jt Surg (A)*, 76: 959-964, 1994.
2. **Barrack, RL; Mulroy, RD Jr, y Harris, WH:** Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Jt Surg (B)*, 74: 385-389, 1992.
3. **Berger, RA; Jacobs, JJ; Quigley, LR; Rosenberg, AG, y Galante, JO:** Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. *Clin Orthop Rel Res*, 344: 216-226, 1997.
4. **Berger, RA; Kull, LR; Rosenberg, AG, y Galante, JO:** Hybrid total hip arthroplasty: Seven to ten year results. *Clin Orthop*, 333: 134-146, 1996.
5. **Bohm, P, y Bosche, R:** Survival analysis of the Harris-Galante I acetabular cup. *J Bone Jt Surg (B)*, 80: 396-403, 1998.
6. **Callaghan, JJ; Forest, EE; Olejniczak, JP; Goetz, DD, y Johnston, RC:** Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. *J Bone Jt Surg (A)*, 80: 704-714, 1998.
7. **Capello, WN; Colyer, RA; Kernek, CB; Carnahan, JV, y Hess, JJ:** Failure of the Mecron screw-in ring. *J Bone Jt Surg (B)*, 75: 835, 1993.
8. **Charnley, J:** Low friction arthroplasty of the hip. *Theory and Practice*. Nueva York: Springer; 1-73, 1979.
9. **Chell, J, y Howard, PW:** Migration and failure of the Mecron screw-in acetabular prosthesis. *J Arthroplasty*, 13: 638-641, 1998.
10. **Chen, FS; DiCesare, PE; Kale, AA; Lee, JF; Frankel, VH; Stuchin, SA, y Zuckerman, JD:** Results of cemented metal-backed acetabular components. A 10-year-average follow-up study. *J Arthroplasty*, 13: 867-873, 1998.
11. **Clohisy, JC, y Harris, WH:** The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. *J Bone Jt Surg (A)*, 81: 66-73, 1999.
12. **DeLee, JG, y Charnley, J:** Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop*, 121: 20-32, 1976.
13. **Fox, GM; McBeath, AA, y Heiner, JP:** Hip replacement with a threaded acetabular cup. *J Bone Jt Surg (A)*, 76: 195, 1994.
14. **Jacobs, JJ; Kull, LR; Frey, GA; Gitelis, S; Sheinkop, MB; Kramer, TS, y Rosenberg, AA:** Early failure of acetabular components inserted without cement after previous pelvic irradiation. *J Bone Jt Surg (A)*, 77: 1829-1835, 1995.
15. **Jacobs, JJ; Shanbhag, A; Giant, TT; Black, J, y Galante, JO:** Wear debris in total joint replacements. A comprehensive review. *J Am Acad Orthop Surg*, 2: 212-220, 1994.

16. **Jacobs, JJ; Urban, RM; Gilbert, JL, y cois.:** Local and distant products from modularity. *Clin Orthop*, 319: 94-105, 1995.
17. **Kaplan, EL, y Meier, P:** Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Statist Assoc*, 53: 457-481, 1958.
18. **Kavanaugh, BF; DeWitz, MA; Ilstrup, DM; Stauffer, RN, y Coventry, MB:** Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results. *J Bone Jt Surg (A)*, 71: 1496-1503, 1989.
19. **Kobayashi, S; Takaoka, K; Saito, N, y Misa, K:** Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg (A)*, 79: 1618-1627, 1997.
20. **Livermore, J; Ilstrup, D, y Morrey, B:** Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Jt Surg (A)*, 72: 518-528, 1990.
21. **Martell, JM; Pierson, RH; Jacobs, JJ, y cols.:** Primary total hip reconstruction with titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. *J Bone Jt Surg (A)*, 75: 554-571, 1993.
22. **Mulroy, RD Jr, y Harris, WH:** The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *J Bone Jt Surg (B)*, 72: 757-760, 1990.
23. **Petersen, MB; Poulsen, IH; Thomsen, J, y Solgaard, S:** The hemispherical Harris-Galante acetabular cup, inserted without cement. The results of an eight to eleven-year follow-up of one hundred and sixty-eight hips. *J Bone Jt Surg (A)*, 81: 219-224, 1999.
24. **Ranawat, CS; Deshmukh, RG; Peters, LE, y Umlas, ME:** Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets. *Clin Orthop Rel Res*, 317: 89-105, 1995.
25. **Ranawat, CS; Peters, LE, y Umlas, ME:** Fixation of the acetabular component. The case for cement. *Clin Orthop Rel Res*, 344: 207-215, 1997.
26. **Schulte, KR; Callaghan, JJ; Kelley, SB, y Johnston, RC:** The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *J Bone Jt Surg*, 75: 961-975, 1993.
27. **Suh, KT; Chang, JW; Suh, YH, y Yoo, CI:** Case report. Catastrophic progression of the disassembly of a modular acetabular component. *J Arthroplasty*, 13: 950-952, 1998.
28. **Sullivan, PM; MacKenzie, JR; Callaghan, JJ, y Johnston, RC:** Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty-two-year study. *J Bone Jt Surg (A)*, 76: 863-869, 1994.
29. **Thanner, J; Karrholm, J; Malchau, H, y Herberts, P:** Porous cups with and without hydroxylapatite-tricalcium phosphate coating. 22 matched pairs evaluated with radiostereometry. *J Arthroplasty*, 14: 266-280, 1999.
30. **Tompkins, GS; Jacobs, JJ; Kull, LR; Rosenberg, AG, y Galante, JO:** Primary total hip reconstruction with a porous acetabular component. Seven to ten-year results. *J Bone Jt Surg (A)*, 79: 169-176, 1997.
31. **Urban, RM; Jacobs, JJ; Sapienza, CI; Hall, DJ; Infanger, S; Sumner, DR; Berzins, A, y Galante, JO:** The ingress of particle-induced granulomas into the bone-implant interface of cementless acetabular components retrieved at autopsy. *Fifth World Biomaterials Congress*, Toronto, Canadá, del 29 de mayo al 2 de junio de 1996.
32. **Wasielewski, RC; Crossett, LS, y Rubash, HE:** Neural and vascular injury in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 23: 219-235, 1992.
33. **Wroblewski, EM, y Siney, PD:** Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results. *Clin Orthop*, 292: 191-201, 1993.