

Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología

www.elsevier.es/rot



ORIGINAL

Supervivencia del componente acetabular no cementado con par polietileno-metal en pacientes jóvenes: estudio prospectivo con seguimiento de 8 a 13 años

J. Sanz Reig*, A. Lizaur Utrilla, J. Plazaola Gutiérrez y R. Cebrián Gómez

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital General de Elda, Elda, Alicante, España

Recibido el 11 de julio de 2007; aceptado el 26 de febrero de 2008

Disponible en internet el 24 de febrero de 2009

PALABRAS CLAVE

Cadera;
Desgaste;
Polietileno;
Artroplastia total no cementada;
Recubrimiento poroso proximal

Resumen

Introducción: los jóvenes con prótesis totales de cadera presentan una mayor demanda funcional, a pesar de lo cual son escasos los estudios prospectivos sobre cotilos no cementados con par de fricción metal-polietileno.

Objetivo: evaluar los resultados y supervivencia del componente acetabular en pacientes jóvenes con seguimiento mínimo de 8 años, así como los factores que influyen en su fallo mecánico.

Material y método: estudio prospectivo de 42 prótesis totales de cadera primarias no cementadas y par de fricción metal-polietileno, en 34 pacientes con media de edad de 52,5 (intervalo, 28-60) años, y diagnóstico inicial de artrosis primaria en el 61%. Para la valoración funcional se empleó la escala de Harris. Radiológicamente se estudió la posición y la integración de los componentes y el desgaste del polietileno sobre radiografías digitalizadas y análisis informático de imágenes.

Resultados: El seguimiento postoperatorio medio fue de 11 (8-13) años. Funcionalmente hubo 36 (85,7%) casos de resultado satisfactorio. Radiológicamente hubo 1 caso de inestabilidad del vástago y 4 acetabular que requirieron revisión quirúrgica, así como otro caso de infección profunda. Algún grado de desgaste de polietileno se detectó en 31 (73,8%) casos con una pérdida lineal media anual de $0,2 \pm 0,09$ mm. La supervivencia acumulada del polietileno fue a los 11 años del 25% (intervalo de confianza del 95%, 37,1-64,5). Dicho desgaste fue mayor en los más jóvenes ($p = 0,05$), más obesos ($p = 0,04$) y en cotilos verticalizados ($p = 0,01$); no hubo relación significativa ($p > 0,05$) con el sexo, diagnóstico previo, longitud del cuello ni colocación de tornillos acetabulares. Los casos con mayor desgaste presentaron mayor incidencia de osteólisis periacetabular ($p = 0,001$).

Conclusiones: aunque el porcentaje de resultados satisfactorios ha sido aceptable, la gran incidencia de desgaste del polietileno que acorta su supervivencia desaconseja utilizar un

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: jsanzre@secot.es (J. Sanz Reig).

KEYWORDS

Hip;
Wear;
Polyethylene;
Uncemented total
arthroplasty;
Proximal porous
coating

componente acetabular no cementado con par polietileno-metal en pacientes de menos de 60 años de edad, sobre todo si son obesos.

© 2007 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Survivorship of uncemented PE/metal acetabular components in young patients. Prospective study with an 8–13 year follow-up

Abstract

Introduction: Although young patients with total hip prostheses are known to have a greater functional demand, there are few prospective studies on uncemented cups with a metal/polyethylene (PE) bearing surface.

Purpose: To assess the outcome and the survivorship of acetabular components in young patients with a minimum 8-year follow-up, as well as the factors leading to cup mechanical failure.

Material and method: Prospective study of 42 primary uncemented total hip arthroplasties with a metal/PE bearing surface, in 34 patients with a mean age of 52.5 (range, 28–60) years, and initial diagnosis of primary osteoarthritis in 61% of cases. The Harris score was used for the functional assessment. Digitalized radiographs and computer image analysis were used to study the positioning and the incorporation of the components, as well as PE wear rates.

Results: Mean postoperative follow-up was 11 (range, 8–13) years. Functionally, 36 (85.7%) cases had a satisfactory outcome. Radiologically there was one case of stem instability and 4 cases of acetabular instability, which had to be revised; there was also one case of a deep infection. Thirty-one cases (73.8%) showed some degree of PE wear, with a mean annual linear loss of 0.2 ± 0.09 mm. Aggregate PE survivorship at 11 years was 25% (95% CI, 37.1–64.5). The wear was more intense in the younger patients ($p = 0.05$), in the more obese ones ($p = 0.04$) and in verticalized cups ($p = 0.01$); no statistically significant relationship was found ($p > 0.05$) with gender, previous diagnosis, neck length or use of acetabular screws. The cases with the greatest wear showed a higher incidence of periacetabular osteolysis ($p = 0.001$).

Conclusions: Although the percentage of satisfactory results has been acceptable, the high incidence of survivorship-shortening PE wear would seem to preclude the use of an uncemented metal/PE acetabular component in patients younger than 60 years of age, especially if they are obese.

© 2007 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

Se han publicado diversos estudios sobre resultados de prótesis total de cadera no cementada en pacientes jóvenes^{1–3}, pero son escasos los estudios prospectivos y la mayoría de ellos con reducido número de casos, por lo que no ha podido establecerse una evidencia clínica de su comportamiento en el tiempo. Los componentes acetabulares no cementados con recubrimiento poroso, así como el par de fricción metal-polietileno, han dado buenos resultados^{4,5}, pero se han descrito fallos mecánicos en los pacientes jóvenes^{6–8} debidos a diversos factores, en general achacados a la más alta demanda funcional y mayor expectativa de vida que produce un excesivo desgaste del polietileno.

Para ello, debe tenerse en cuenta que el desgaste del polietileno se produce por su evolución natural y que, tras ser implantado y recibir las primeras cargas, experimenta cierta deformidad inicial, debido a la conformidad plástica

de las superficies polietileno-cabeza; se considera que esta adaptación transcurre en los primeros 18 meses postoperatorios⁹.

Nuestro objetivo fue valorar prospectivamente el resultado y la supervivencia del componente acetabular no cementado, con par de fricción polietileno-metal, en prótesis total de cadera no cementada en pacientes menores de 60 años y un seguimiento postoperatorio mínimo de 8 años, así como evaluar los factores que pudieran incidir en su fallo mecánico.

Material y método

Entre 1993 y 1997 se realizó un estudio prospectivo de 256 prótesis totales de cadera tipo Perfecta (Orthomet, Minneapolis), con ambos componentes no cementados y par de fricción polietileno-metal.

Para el presente estudio, los criterios de inclusión fueron: prótesis primaria en pacientes con edad ≤ 60 años, sin intervenciones previas en la cadera afecta y con seguimiento postoperatorio mínimo de 8 años. Cumplieron los requisitos 38 pacientes con 46 prótesis, de los que 2 habían fallecido y otros 2 fueron pérdidas de seguimiento antes de los 8 años postoperatorios. Así la muestra de estudio resultante fue de 34 pacientes con 42 prótesis, había 8 (23,5%) pacientes con reemplazo bilateral.

Había 18 (53%) varones y 16 (47%) mujeres, con una media de edad al tiempo de la cirugía de 52,5 (intervalo, 28–60) años. Tenían un índice de masa corporal medio de 27,7 (intervalo, 23,9–37,8). El diagnóstico preoperatorio fue artrosis primaria en 26 (61,9%) casos, necrosis avascular en 13 (30,9%) y secuela postraumática en 3 (7,2%).

La prótesis implantada fue el modelo Perfecta (Orthomet, Minneapolis), con vástago femoral de aleación de titanio de diseño anatómico y recubrimiento poroso en su tercio proximal y cotilo hemisférico de aleación de titanio con recubrimiento poroso completo, aletas y opción de atornillado en 4 orificios. El inserto de polietileno utilizado fue el polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) Dura-mer[®] con reborde superior de 10°, esterilizado por rayos gamma y con seis posiciones de anclaje al cotilo. El par de fricción fue en todos los casos metal-polietileno, con cabeza de 28 mm de cromo-cobalto; disponible con cuellos de 0, 4 y 8 mm, respectivamente. El tamaño del cotilo, siempre impactado, correspondía al de la última fresa utilizada; disponible de 46 a 62 mm, el más frecuente fue el de 50 mm en 18 (42,9%) casos. Se atornilló en 40 (95,2%) casos, según preferencia del cirujano según la estabilidad primaria obtenida al impactarlo, y siempre con 2 tornillos divergentes en cuadrante superior (fig. 1). El vástago femoral a implantar correspondía a la última fresa metafisaria utilizada con *press-fit* adecuado; de los 7 tamaños disponibles (intervalo, 9–18 mm), el más utilizado fue el de 13,5 mm en 17 (40,5%) casos.

En todos los casos se utilizó la vía de acceso lateral de Hardinge. Se aplicaron protocolos de profilaxis antibiótica y antitrombótica.

Postoperatoriamente, en todos los casos se autorizó sedestación a las 24 horas e inicio de carga parcial con bastones a los 3 días postoperatorios.

Todos fueron evaluados postoperatoriamente clínica y radiográficamente a las 6 semanas, 3 y 6 meses y luego anualmente. Para la valoración de los resultados se utilizaron los datos de la última evaluación.

Para la valoración antes y después de la operación se utilizó la escala de Harris¹⁰; los resultados se clasificaron en excelentes si la puntuación era mayor de 85; buenos, entre 70 y 84; regulares, entre 60 y 69, y malos, menor de 59 puntos.

Para la evaluación radiográfica se protocolizó la toma de proyección, mediante radiografías anteroposteriores de pelvis en bipedestación digitalizadas, para ser visualizadas en pantalla y tratadas directamente con programas informáticos de imágenes.

La estabilidad del vástago femoral se evaluó mediante los criterios de Engh¹¹ para vástagos no cementados, que los clasifica en estables con integración ósea, estables con integración fibrosa e inestables.

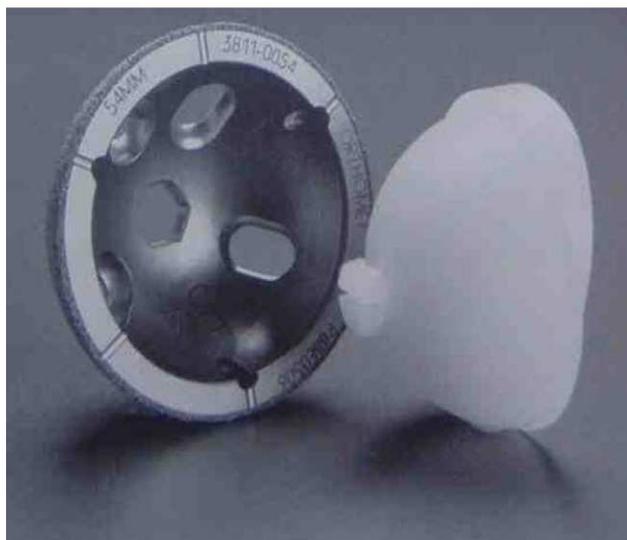
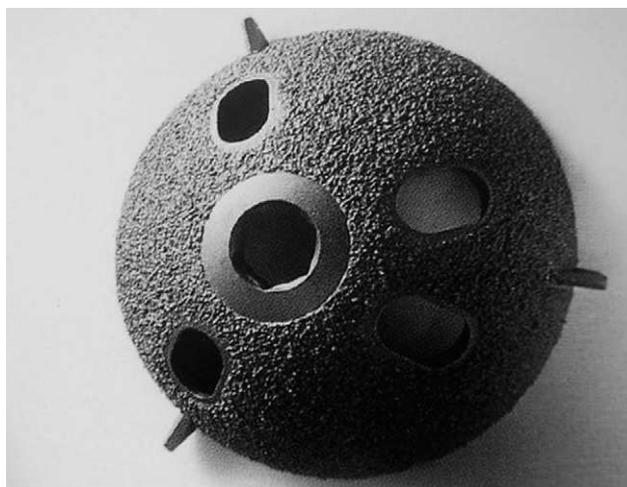


Figura 1 Componente acetabular poroso y polietileno de la prótesis de cadera Perfecta (Orthomet).

En el acetábulo se estudió¹² su inclinación, radiolucencias, osteólisis y migración. La estabilidad se clasificó¹³ como estable con integración ósea, estable con integración fibrosa e inestable.

El desgaste del polietileno acetabular se midió mediante programa informático (Autocad 2007) aplicado a la radiografía digital. Dado que el desgaste se produce por penetración de la cabeza protésica en el polietileno, se determinó el cambio de posición del centro de la cabeza respecto al centro del acetábulo. El valor de la radiografía postoperatoria a las 6 semanas se consideró como posición «cero». El desgaste se calculaba por el desplazamiento del centro de la cabeza respecto al punto inicial¹⁴. Se realizaron tres mediciones por radiografía, y se calculó su valor medio. Se consideró que había desgaste del polietileno si el desplazamiento lineal era mayor de 1 mm. Se calculaba el desgaste volumétrico¹⁵ mediante la aplicación de la fórmula: $V = \Omega \times r^2 \times z$ (V : desgaste volumétrico; r : radio de la cabeza femoral; z : desgaste lineal).

En el análisis estadístico se empleó el programa informático SPSS; para variables cualitativas se utilizó la prueba de la χ^2 con corrección de Yates, y para cuantitativas la t de

Student independiente y apareada y el coeficiente de correlación de Spearman. Para los análisis de supervivencia se empleó el método de Kaplan-Meier, considerando como punto final la revisión quirúrgica de la prótesis por cualquier causa, y a nivel del acetábulo, su revisión o el desgaste del polietileno. Se consideraron significativos valores de $p \leq 0,05$.

Resultados

El seguimiento postoperatorio medio fue de 11 (8–13,2) años. El valor medio preoperatorio de la escala de Harris fue de 48,1 (17–62), que se incrementó significativamente ($p = 0,001$) en la última evaluación postoperatoria a 85,3 (53–100); hubo 21 (50%) caderas con resultados excelentes; 15 (35,7%), buenos, y 6 (14,3%), malos. Estos últimos fueron casos que precisaron revisión quirúrgica, 5 de ellos por problemas mecánicos y 1 por infección.

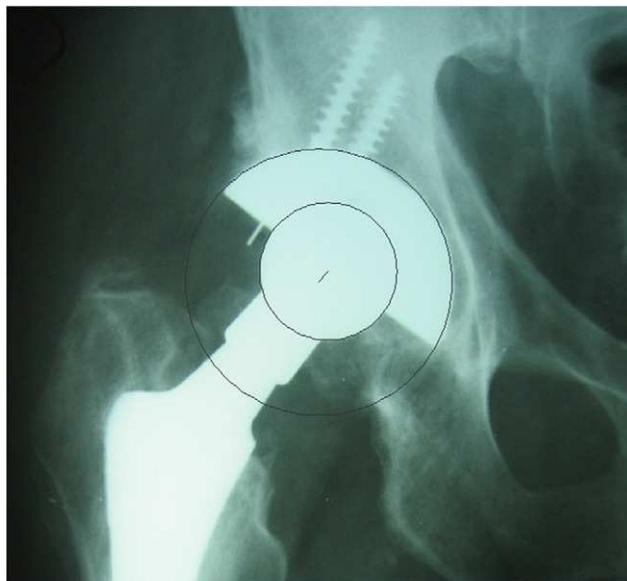
A nivel del vástago femoral, 38 (92,6%) fueron considerados estables con integración ósea, 2 (4,8%) estables con integración fibrosa y 1 (2,6%) inestable; no hubo casos de osteólisis femoral. Un caso presentó hundimiento del vástago y precisó revisión quirúrgica a los 58 meses. Otros 2 casos presentaron radiolucencias no progresivas, y no precisaron revisión quirúrgica por tener en la última evaluación un valor de la escala de Harris de 82 y 91 puntos.

En la última evaluación radiográfica, el valor medio del ángulo de inclinación acetabular fue de $41,9^\circ$ (30° – 82°). Hubo 37 (90,2%) acetábulos estables con integración ósea y los otros 4 (9,8%) inestables, los cuales precisaron revisión quirúrgica entre 95 y 124 meses de la primera intervención. Los acetábulos inestables presentaban desgaste del polietileno asociado, en 2 casos con acetábulo verticalizado, y todos tenían tornillos. Se detectó algún grado de osteólisis en 8 (19,5%) acetábulos, en 6 a nivel del isquión y en los otros 2 alrededor de los tornillos, que aunque no precisaron revisión quirúrgica todos presentaban desgaste del polietileno con una media anual de $0,24 \pm 0,05$ mm. Los 2 casos en que no se usaron tornillos no presentaban osteólisis acetabular.

En conjunto, se evidenció algún grado de desgaste del polietileno mayor de 1 mm, en 31 (73,8%) casos, con un valor lineal medio de $2,32 \pm 1,12$ mm, que representaba un índice medio anual de $0,2 \pm 0,09$ mm, y volumétrico de $106,65 \pm 65,93 \mu\text{l}$ (fig. 2). Se encontró que hubo significativamente mayor desgaste del polietileno en edades más jóvenes ($r = -0,45$; $p = 0,05$), en pacientes con índice de masa corporal mayor de 30 ($p = 0,04$), y a mayor ángulo de inclinación acetabular ($r = 0,4$; $p = 0,01$); asimismo, los casos con osteólisis periacetabular presentaban un desgaste mayor del polietileno que aquellos con desgaste pero sin osteólisis ($p = 0,001$). Por el contrario, no hubo dependencia significativa con respecto al diagnóstico preoperatorio ($p = 0,08$), el sexo ($p = 0,86$), la longitud del cuello femoral ($p = 0,64$) o la utilización de tornillos acetabulares ($p = 0,56$) (tabla 1).

Como complicaciones, en el postoperatorio inmediato se presentó un caso de luxación tratada mediante reducción cerrada y con una puntuación clínica final de 94. Hubo un caso de infección profunda que requirió revisión quirúrgica a los 50 meses de la primera intervención. Además, hubo los

A



B

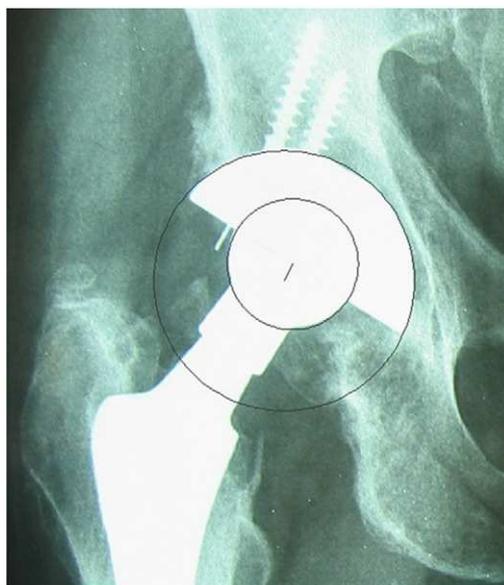


Figura 2 Varón 52 años. Índice de masa corporal (IMC) de 25,71. A: radiografía a las 6 semanas. Valor inicial de distancia entre centros de 2,54 mm. B: seguimiento, 9,92 años; desplazamiento final entre centros, 4,34 mm; valor de desgaste lineal, 1,80 mm; desgaste anual, 0,18 mm.

ya referidos 5 casos de revisión quirúrgica por fallos mecánicos, uno de ellos a causa del hundimiento del vástago femoral y los otros 4 por aflojamiento acetabular o desgaste del polietileno.

Así, la supervivencia general de la prótesis por cualquier causa a los 11 años fue del 85,7% (intervalo de confianza [IC] del 95%, 84,7–96,7).

Para calcular la supervivencia aislada del componente acetabular se desestimaron los 2 casos de revisiones, por infección y a causa del vástago, y se consideró como punto final la revisión acetabular o la detección de desgaste del

Tabla 1 Relación del desgaste lineal del polietileno

Factores	Desgaste PE*	p
<i>Edad</i>		0,05 (r = -0,45)
< 50 años	0,21	
> 50 años	0,17	
<i>Sexo</i>		0,86
Varón	0,19	
Mujer	0,2	
<i>Índice de masa corporal</i>		0,04
< 30	0,19	
> 30	0,25	
<i>Diagnóstico previo</i>		0,08
Artrosis	0,19	
Necrosis	0,22	
Fractura	0,2	
<i>Ángulo acetabular</i>		0,01 (r = 0,4)
< 50°	0,17	
> 50°	0,24	
<i>Longitud cuello femoral</i>		0,64
0 mm	0,2	
4 mm	0,2	
8 mm	0,21	
<i>Uso tornillos</i>		0,56
Sí	0,2	
No	0,2	
<i>Osteólisis</i>		0,001
Sí	0,24	
No	0,19	

*Valor medio de desgaste anual del núcleo de polietileno.

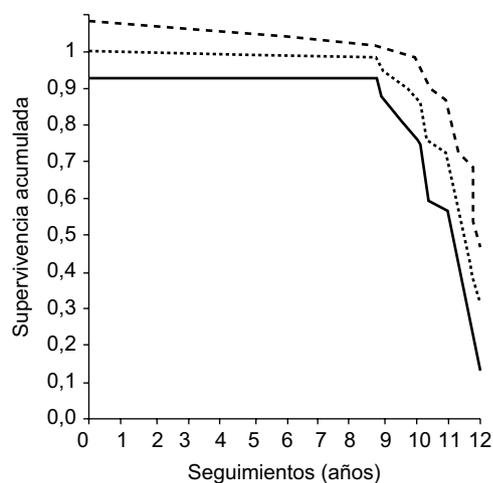


Figura 3 Función de supervivencia de los componentes acetabulares con intervalo de confianza del 95% (Kaplan-Meier).

polietileno; resultó una supervivencia del 25% (IC del 95%, 37,1-64,5) (fig. 3).

Discusión

El par de fricción cobalto-cromo y polietileno de ultra-alto peso molecular ha sido el más utilizado en las artroplastias

de cadera. El desgaste del núcleo del polietileno es la principal causa de osteólisis y de disminución de la supervivencia del implante. Dicho desgaste es multifactorial y depende de factores relacionados con el paciente, el diseño de los componentes y la técnica quirúrgica^{16,17}.

El método radiológico de medición del desgaste del polietileno mediante programa informático tiene limitaciones y nosotros intentamos minimizar los errores protocolizando la toma de radiografías, en cuanto a técnica de proyección y posición del paciente, utilización de imágenes directamente digitalizadas para convertir con exactitud los valores relativos de medición en valores reales, y mediciones informáticas para reducir los errores intraobservador y entre observadores. Además, aunque al igual que en otros estudios similares^{14,18-20} el error técnico de medición era de 0,2 mm, lo ampliamos considerando la posibilidad de error en medición lineal de 1 mm. No hay consenso si el desgaste medido puede variar si el estudio radiológico se realiza en bipedestación o en decúbito supino^{18,19}. Para el cálculo del desgaste del polietileno partimos como posición «cero» de la radiografía en el postoperatorio inmediato (6 semanas), al igual que otros autores^{12,21,22}, y consideramos el estudio del desgaste en radiografías con un mínimo de 8 años postoperatorios, aunque otros autores consideran que podría evidenciarse a partir de los 2 años^{14,18,19}, pues la penetración de la cabeza femoral protésica en el polietileno ocurre durante los primeros 18 meses debido a la plasticidad de los componentes.

Hubo algún grado de desgaste del núcleo de polietileno en nuestro estudio en un 73,8% de los casos, con una media anual de $0,2 \pm 0,09$ mm, aunque no todos tuvieron repercusión clínica. Crowther et al¹² refieren desgaste en sólo el 27,1%, con una media anual de $0,15 \pm 0,1$ mm en su estudio con componente acetabular no cementado tipo Harris-Galante I, en 56 pacientes con una media de edad de 37 años y una media de seguimiento de 11 años, pero utilizan placas estándar y medición con un calibre electrónico. Fahandezh-Saddi et al¹⁷, en su serie de 68 pacientes con componente acetabular no cementado tipo Duraloc y vástago femoral no cementado tipo AML, con seguimiento medio de 10 años, también refieren una baja incidencia del 16,6%, si bien la media de edad de sus pacientes es de 65 años, utilizan placas estándar y no refieren el instrumento de medición manual empleado. Kim et al²³, en 64 pacientes con cotilo Duraloc, media de edad de 43 años, y de seguimiento de 9,4 años, encontraron un desgaste lineal del polietileno de $0,1 \pm 0,01$ mm anual, pero de esta cifra se había reducido el desgaste de los primeros 3 años postoperatorios por achcarlo a la deformidad plástica, lo cual no consideramos en nuestro estudio, ya que ese desgaste, aunque natural, disminuye efectivamente el espesor del polietileno.

El grado de actividad de los pacientes presenta un mayor impacto en el desgaste del núcleo del polietileno que el tiempo de seguimiento de la prótesis, lo cual determina un mayor desgaste en los pacientes más jóvenes con alta demanda funcional. En nuestra serie dicho desgaste ha sido mayor cuanto menor era la edad del paciente, al igual que refieren otros autores^{12,17,18,24}.

La esterilización del polietileno de ultra-alto peso molecular con rayos gamma y precintado en una atmósfera de bajo oxígeno incrementa la resistencia del polietileno.

Sin embargo, se sabe que el almacenaje prolongado disminuye significativamente esta resistencia^{25,26}. En el presente estudio no hemos podido valorar el tiempo de almacenaje de los polietilenos para determinar su influencia en el desgaste.

La colocación de los componentes protésicos es fundamental para una correcta distribución de la carga. En nuestro estudio, los casos con cotilos verticalizados han presentado un mayor desgaste del núcleo de polietileno que aquellos en los que la inclinación acetabular era correcta, lo cual concuerda con otros autores^{17,27}. El uso de tornillos acetabulares genera controversia respecto a si producen un aumento del desgaste del núcleo de polietileno por migración de las partículas a través de los orificios. En pacientes con buena calidad ósea, al impactar un cotilo hemisférico, se debería obtener una estabilidad suficiente como para no atornillarlo, lo cual teóricamente sería un factor protector en cuanto al desgaste del polietileno²⁷. Sin embargo, y al igual que en nuestra serie, otros autores no encuentran relación entre el uso de tornillos y el desgaste del núcleo de polietileno^{12,17,28,29}.

El tamaño de la cabeza femoral influye directamente en el desgaste del núcleo de polietileno. Jasty et al³⁰ comparan el desgaste entre cabezas de 28 mm y 32 mm en 128 polietilenos obtenidos en autopsias o por cirugía de revisión y llegan a la conclusión de que el desgaste aumenta en un 10% por cada milímetro que se incrementa el tamaño de la cabeza femoral. Fahandezh-Saddi et al¹⁷ refieren un mayor desgaste al utilizar cabezas de 32 mm. En todos nuestros casos la cabeza femoral utilizada ha sido de 28 mm, con el fin de disminuir al mínimo la influencia de este factor en el desgaste del núcleo de polietileno. La longitud del cuello utilizada no ha presentado relación significativa con el desgaste del núcleo de polietileno, al igual que indica Crowther et al¹² en su estudio. Sin embargo, Urquhart et al³¹ refieren un mayor desgaste en los casos donde utilizó un cuello largo, de 14 mm, en un refuerzo para disminuir la relación entre el diámetro del cuello y la cabeza femoral. Se recomienda que el ajuste entre la cabeza y el cono femoral sea lo más perfecta posible con el fin de conseguir la menor liberación de partículas.

La osteólisis se presentó en el 19,5% de los casos, todos en el área acetabular. Nuestro estudio confirma que el desgaste del núcleo de polietileno era significativamente mayor en los casos con osteólisis frente a los casos sin ella, y que un desgaste mayor de 0,2 mm/año representa el valor límite para la aparición de osteólisis al igual que refieren otros autores^{12,27,29}. Sólo en 2 casos la osteólisis se localizaba alrededor de los tornillos y no se detectó en el femoral. En pacientes con osteólisis detectada en estudio radiológico, se recomienda el uso de la tomografía computarizada para la detección de lesiones osteolíticas asociadas de menor tamaño que no se observan en la radiología simple³².

En conclusión, tras 11 años de seguimiento medio, el resultado clínico de la prótesis total de cadera con recubrimiento poroso ha sido satisfactorio en un 85,7%, y la integración radiológica de sus componentes, del 90,2% en el cotilo y del 92,6% en el vástago, en pacientes menores de 60 años. Sin embargo, algún grado de desgaste del núcleo de polietileno detectado en el 73,8% de los casos alerta sobre una mayor incidencia de osteólisis, deterioro clínico y necesidad de revisión quirúrgica en el futuro.

Declaración de 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 estamos afiliados.

Bibliografía

1. Sinha RK, Dungey DS, Yeon HB. Primary total hip arthroplasty with a proximally porous-coated femoral stem. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:1254-61.
2. Oosterbos C, Rahmy A, Tonino A, Witpeerd W. High survival of hydroxyapatite-coated hip prosthesis. *Acta Orthop Scand.* 2004; 75:127-33.
3. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH. The porous coated anatomic total hip replacement: ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1333-8.
4. Harris WH. Results of uncemented cups: a critical appraisal at 15 years. *Clin Orthop.* 2003;417:121-5.
5. Herrera A, Canales V, Anderson J, García-Araujo C, Murcia-Mazón A, Tonino A. Seven to 10 years followup of an anatomic hip prosthesis. *Clin Orthop.* 2004;423:129-37.
6. Fernández-Fairén M, Gil-Mur FJ. Nuevos materiales en artroplastias totales de cadera. *Rev Ortop Traumatol.* 2003;47: 434-42.
7. Heisel C, Silva M, Schmalzried TP. Bearing surface options for total hip replacement in young patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:1366-79.
8. McAuley JP, Szuszczewicz ES, Young A, Engh CA. Total hip arthroplasty in patients 50 years and younger. *Clin Orthop.* 2004;418:119-25.
9. Sychterz CJ, Engh A, Yang A, Engh CA. Analysis of temporal wear patterns of porous-coated acetabular components: distinguishing between true wear and so-called bedding-in. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81-A:821-30.
10. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty; an end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51-A:737-55.
11. Engh C, Massin P, Suthers K. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop.* 1990;257:107-28.
12. Crowther JD, Lachiewicz PF. Survival and polyethylene wear of porous coated acetabular components in patients less than fifty years old: results at nine to fourteen years. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:729-35.
13. Della Valle AG, Zoppi A, Peterson M, Salvati E. Clinical and radiographic results associated with a modern, cementless modular cup design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:1998-2004.
14. McCalden RW, Naudie DD, Yuan X, Bourne RB. Radiographic methods for the assessment of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87-A:2323-34.
15. Kim YH, Kim JS, Cho SH. A comparison of polyethylene wear in hips with cobalt-chrome or zirconia heads. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83-B:742-50.
16. Gómez-Barrena E, Puértolas JA. Métodos de análisis del polietileno en la investigación del material y su aplicación en artroplastias. *Rev Ortop Traumatol.* 2005;49:68-74.

17. Fahandezh-Saddi H, Villa A, Ríos A, Vaquero J. Consideraciones de los desgastes del polietileno aplicados a prótesis totales de cadera. *Rev Ortop Traumatol.* 2003;47:175–81.
18. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, Dela Rosa M, Fa'vae Fa'vae BA, et al. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop.* 2000;381:36–46.
19. Bragdon CR, Thanner J, Greene BS, Malchau H, Digas G, Harris WH, et al. Standing versus supine radiographs in RSA evaluation of femoral head penetration. *Clin Orthop.* 2006;448:46–51.
20. Ebrahimzadeh E, Sangiorgio SN, Lattuada F, Kang JS, Chiesa R, Mckellop HA, et al. Accuracy of measurement of polyethylene wear with use of radiographs of total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:2378–84.
21. Hui AJ, McCalden RW, Martell JM, MacDonald SJ, Bourne RB, Rorabeck CH. Validation of two and three-dimensional radiographic polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:505–11.
22. Kim YH. Comparison of polyethylene wear associated with cobalt-chromium and zirconia heads after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87-A:1769–76.
23. Kim YH, Kook HK, Kim JS. Total hip replacement with a cementless acetabular component and a cemented femoral component in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:770–4.
24. Puolakka T, Laine H, Moilanen T, Koivisto A, Pajamäki J. Alarming wear of the first-generation polyethylene liner of the cementless porous-coated Biomet Universal cup. *Acta Orthop Scand.* 2001;72:1–7.
25. McKellop H, Shen F, Lu B, Campbell P, Salovey R. Effect of sterilization method and other modifications on the wear resistance of acetabular cups made of ultra-high molecular weight polyethylene: a hip simulator study. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82-A:1708–25.
26. Hopper RH, Young AM, Orishimo KF, Engh A. Effect of terminal sterilization with gas plasma or gamma radiation on wear of polyethylene liners. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:464–8.
27. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second generation porous coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:1095–9.
28. Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z. Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:1195–200.
29. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC. The relationship between the design, position, articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76-A:667–88.
30. Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, Lee KR, Hanson AE, Elder JE. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79-A:349–58.
31. Urquhart AG, D'Lima DD, Venn-Warson E, Colwell CW, Walker RH. Polyethylene wear after total hip arthroplasty: the effect of a modular femoral head with an extended flange-reinforced neck. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80-A:1641–7.
32. Huo MH, Parvizi J, Gilbert NF. What's new in hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88-A:2100–13.