

Consideraciones de los desgastes del polietileno aplicados a prótesis totales de cadera

H. Fahandezh-Saddi Díaz, A. Villa García, A. Ríos Luna y J. Vaquero Martín

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

El desgaste del polietileno es un problema que ha preocupado desde que se utilizó por primera vez en el reemplazo articular. Son numerosas las causas que influyen en su desgaste, interviniendo factores biológicos como la edad, factores de diseño de los componentes, así como factores técnicos, que junto con los anteriores dan lugar a una alteración del polietileno más o menos precoz. Realizamos un estudio retrospectivo de las cirugías de revisión secundarias a alteraciones del polietileno, en las que se utilizó de forma primaria un cotilo poroso impactado y un vástago femoral AML® (Depuy), en el período de tiempo comprendido entre 1988 y 1990. Encontramos que, con un seguimiento superior a 10 años (rango 120 a 132 meses), en un 11,1% se precisó reintervención por esta causa, y valoramos cuales son las principales causas que influyen en el desgaste.

En nuestra serie los factores determinantes han sido: utilización de un núcleo de polietileno de baja resistencia, uso de cabezas de 32 mm, así como la colocación del cotilo con un ángulo de inclinación acetabular inadecuado.

Palabras clave: *polietileno, osteólisis, desgaste.*

Considerations regarding polyethylene wear in total hip arthroplasty

Polyethylene wear is a problem that has concerned us since this material was first used in joint replacement. Many factors influence wear, including biological factors like age, component design, and technical factors that, combined with the others, can lead sooner or later to polyethylene wear. A retrospective study was made of revision interventions for polyethylene wear carried out between 1988 and 1990, in which the primary prosthesis was an impacted porous cup and an AML® (Depuy) femoral stem. After a follow-up period of more than 10 years (range 120 to 132 months), reinterventions were required for polyethylene wear in 11.1%. We evaluated the main causes of wear.

In our series, the determinant factors were the use of a low-resistance polyethylene core, 32 mm heads, and cup implantation at an incorrect acetabular angle.

Key words: *polyethylene, osteolysis, wear.*

Desde que John Charnley¹⁻³ utilizara por primera vez el núcleo de polietileno para el reemplazo articular, existe una preocupación por su desgaste, siendo éste la causa principal de osteólisis en prótesis totales de cadera (PTC) no cementadas. El desgaste del polietileno⁴⁻⁸, es un problema multifactorial (tabla 1), donde concurren factores diversos como el tamaño y estructura de la cabeza femoral⁸⁻¹², propiedades físicas del polietileno^{5,8}, grado de

congruencia articular⁸, edad y peso^{2,8,13}, técnica quirúrgica, etc. Es importante su diagnóstico precoz, y por lo tanto requiere de una evaluación clinicoradiológica seriada¹⁴. Se ha realizado un estudio de las artroplastias totales de cadera intervenidas entre 1988 y 1990¹⁵, y que precisaron revisión quirúrgica por desgaste o rotura del polietileno, analizando los principales factores implicados y de qué manera influyen.

Correspondencia:

H. Fahandezh-Saddi Díaz.
Hospital General Universitario Gregorio Marañón.
C/ Dr. Esquerdo, 46.
28007 Madrid.
Correo electrónico: homid@navegalia.com

Recibido: enero de 2002

Aceptado: abril de 2002.

MATERIAL Y MÉTODO

Se llevó a cabo un estudio retrospectivo sobre 68 artroplastias totales de cadera con vástago femoral AML® (AML; Depuy; Warsaw, Indiana) y cotilo poroso impactado, intervenidas en nuestro servicio desde 1988 a 1990¹⁵, con un seguimiento mínimo de 10 años, analizando los ca-

Tabla 1. Factores relacionados con el desgaste del polietileno

Factores biológicos
Edad ^{7,8,17}
A menor edad, mayor desgaste
Peso ⁸
A mayor peso, mayor desgaste
Polietileno
Estructura química
PAD: elevado desgaste
PAPM: menor desgaste
Grosor del polietileno ^{11,14,17}
< 4 mm: fatiga frecuente
Tamaño óptimo: 6-8 mm
Diseño de los componentes
Tamaño de la cabeza ^{9,10,12}
Cabeza de 32 mm: gran desgaste
Cabeza de 28 mm: menor desgaste
Superficies articuladas
PAPM-Cr-Co-Mo: muy usado
PAPM-Ti: alto desgaste
PAPM-alúmina: usado Europa
PAPM-zirconio: usado EE.UU., menor desgaste alumina
Par metal-metal: desgaste similar PAPM con Cr-Co-Mo
Ajuste cotilo-polietileno ⁸
Cuanto mayor se ajuste el núcleo de polietileno y la cúpula, menor desgaste
Forma geométrica cúpula ^{5,8}
Menor desgaste, mejor distribución de cargas
Apoyo sobre anillo metálico
Menor desgaste, mejor distribución de cargas
Esterilización y almacenaje
Esterilización <i>gamma air</i> 4 Mrad
Elevado desgaste (degradación oxidativa) ^{4,8}
Esterilización gas plasma 5 Mrad
Menor desgaste ^{4,8}
Factores técnicoquirúrgicos
Inclinación acetabular
Incorrecta: desgaste más precoz
Correcta: desgaste más tardío
Erosiones, ralladuras
Factor importante en evolución de desgaste y fracturas de polietileno ⁸

PAD: polietileno de alta densidad; PAPM: polietileno de alto peso molecular; Cr-Co-Mo: cromo-cobalto-molibdeno; Ti: titanio.

Los que presentaron desgaste del núcleo del polietileno. De estos 68 casos, hemos perdido 5 por fallecimiento, 3 por seguimiento incompleto y 6 por no tener acceso a la historia clínica del paciente, quedando un total de 54 casos que corresponden a 49 pacientes (4 casos bilaterales). De estos 54 casos, se presentó un desgaste del polietileno superior a 2 mm en 9 (16,6%), siendo éstos el objeto del estudio.

El seguimiento medio de los pacientes fue de 125 meses (mínimo 120 meses, máximo 132 meses). Se trataba de 26 mujeres y 23 hombres con una edad media de 65 años (rango de 25 a 87 años). La cadera más frecuentemente operada fue la derecha (60,2%), y la etiología, por orden de frecuencia, fue: 52 artrosis primarias, 9 necrosis cefálicas, 4 artritis reumatoideas, 2 secuelas de fracturas de cotilo y una enfermedad de Paget (tabla 2).

Tabla 2. Tabla de análisis demográfico

Número de pacientes (49)
Número de caderas (54)
Edad media y rango: 65 años (máx. 87 años, mín 25)
Sexo
Hombre (23 pacientes)
Mujer (26 pacientes)
Lado afecto
Derecho (32 caderas)
Izquierdo (20 caderas)
Seguimiento medio: 125 meses (máx. 132, mín 120 meses)
Diagnóstico inicial
Artrosis primaria: 52 casos (76,4%)
Necrosis cefálica: 9 casos (13,2%)
Artritis reumatoide: 4 casos (5,8%)
Secuela de fractura cotilo: 2 casos (2,9%)
Enfermedad de Paget: 1 caso (1,5%)

El vástago femoral AML de 13,5 mm (37,7%) fue el más utilizado y sólo un 9% tenían un diámetro igual o superior a 16,5 mm. Se implantó generalmente el modelo estándar, precisando en 6 casos de vástagos más estrechos en la región metafisaria en fémures cilíndricos. En cuanto al cotilo, predominó el tamaño de 50 mm (41,5%). Cabe destacar la utilización de 14 cabezas del número 32 mm de diámetro, las únicas disponibles al inicio de esta técnica.

De los 9 casos que presentaron un desgaste del polietileno superior a 2 mm, únicamente 6 precisaron revisión quirúrgica, considerando un dolor creciente y el hallazgo de signos radiológicos compatibles con aflojamiento o desgaste importante del polietileno los principales criterios para la cirugía. Así, las causas de revisión quirúrgica fueron: 4 pacientes por dolor progresivo con signos radiológicos de desgaste, precisando uno de ellos de una nueva reintervención a los 6 años de la cirugía por rotura del núcleo de polietileno; 1 paciente por desgaste importante sin clínica acompañante; otro caso en un paciente con un defecto acetabular III A de Paprosky, con rotura brusca del núcleo de polietileno.

Los resultados se evaluaron mediante una escala de valoración clínica y radiológica. Para la valoración clínica se utilizó el baremo de Merlé D'Aubigné¹⁶, que valora tres parámetros: dolor, movilidad y capacidad de marcha. La escala de valoración radiológica^{14,17,18} consideró el ángulo de inclinación acetabular, la distancia con respecto a la «U» radiológica, la existencia de signos de remodelación ósea u aflojamiento, la presencia de dismetría, y la evidencia de alteraciones del núcleo de polietileno.

Las alteraciones del polietileno que se pueden evidenciar en las radiografías son: desgaste, rotura y luxación del polietileno. La medición del desgaste de polietileno¹⁹ (fig. 1) se realizó sobre radiografía anteroposterior de pelvis, midiendo la distancia desde la cabeza femoral al acetábulo (distancia d1 y d2). En condiciones normales dicha distancia es similar y se consideró que un desgaste

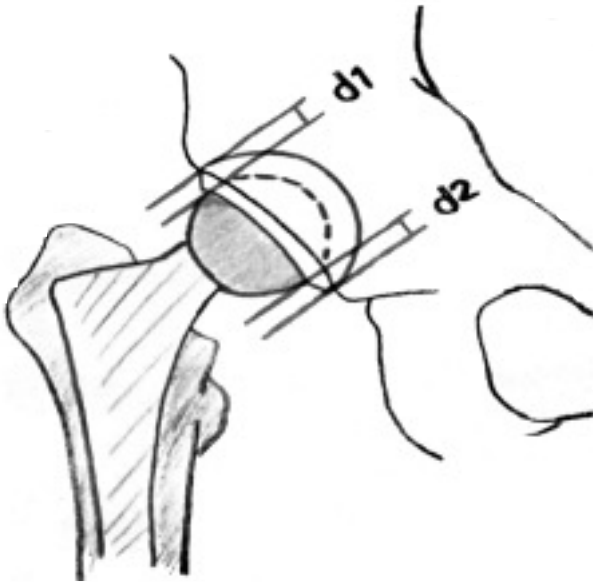


Figura 1. Medición radiográfica del desgaste de polietileno en radiografía anteroposterior de pelvis que considera la distancia desde la cabeza femoral al acetábulo (distancias d1 y d2). En condiciones normales, las distancias son similares, considerando un desgaste significativo cuando son mayores de 2 mm.

era significativo cuando éste era superior a 2 mm⁷. La evaluación clinicoradiológica se realizó al mes, y a los 3, 6 y 12 meses durante el primer año. Posteriormente la revisión fue anual durante los primeros 5 años siendo luego bianual.

RESULTADOS

La valoración clínica de los 9 pacientes que presentaron alteraciones del núcleo de polietileno utilizando la esca-

la de valoración de Mérle D'Aubigné tuvo un promedio de 9 previo a la cirugía y de 17 a los 2 años de la revisión quirúrgica. De los 9 casos de desgaste, éste se manifestó clínicamente en 3 casos de forma asintomática, en 4 con aumento de dolor progresivo y en 2 casos por dolor brusco tras chasquido por rotura del polietileno.

La valoración radiográfica de los pacientes que precisaron revisión quirúrgica evidenció desgaste del polietileno en 5 casos (fig. 2) y un caso de rotura brusca del polietileno, en un paciente con un aflojamiento acetabular (defecto tipo III A de la clasificación de Paprosky), sin signos de aflojamiento en el componente femoral (tabla 3).

El tiempo medio de aparición del desgaste fue de 5 años, valorando el ángulo de inclinación acetabular y la edad. En pacientes con un cotilo horizontal (30° y 26°), el desgaste radiológico apareció a los 4 años, mientras que en el caso de un paciente con un cotilo vertical (62°), apareció a los 5 años. Cuando presentaron una correcta inclinación acetabular, el desgaste radiológico se presentó más tarde, con una media de 7 años (mínimo y máximo 9).

Encontramos una relación entre la edad del paciente y el tiempo de aparición del desgaste. Mientras que la edad media de los pacientes de la serie al realizarse una artroplastia total de cadera es de 65 años, hemos visto que los pacientes que se operaron y posteriormente presentaron desgaste del polietileno tenían una media de edad de 49 años en el momento de la cirugía primaria, siendo la diferencia de edad significativa ($p < 0,01$).

Un paciente presentó una fractura del acetábulo durante el rescate del cotilo impactado y bien anclado por crecimiento óseo y se solucionó mediante el aporte de injerto de banco y la colocación, en un segundo tiempo a los 3 meses de un anillo cuando el injerto había consolidado y permitía una buena fijación.



Figura 2. Caso 6. (A) Artroplastia total de cadera con cotilo poroso impactado Duraloc® y vástago femoral AML®. (B) A los 5 años de intervención quirúrgica, el paciente presenta dolor leve en la cadera, constatando radiográficamente el inicio de desgaste del polietileno. (C) Cuatro años después, se realiza revisión quirúrgica debido al avanzado desgaste del polietileno (nótese el gran desgaste antes del recambio).

Tabla 3. Análisis de los casos de desgaste de polietileno

Caso	Edad (años)	Sexo (M/H)	Tamaño cotilo (mm)	Inclinación cotilo (°)	Cabeza (mm)	Tamaño vástago (mm)	Dismetría (mm)	Clínica	Tiempo de inicio desgaste (años)	Rotura polietileno	Tiempo transcurrido hasta revisión (años)	Complicaciones y reintervenciones
1	50	M	50	40	28	13,5	10	Asintomático	8	No	9	–
2	52	M	48	45	28	12	No	Dolor brusco	7	Sí	9	–
3	40	M	48	26	32	10,5	10	Dolor progresivo	4	No	8	Fractura de acetábulo en rescate de cotilo
4	54	H	52	30	32	10,5	No	Dolor progresivo	4		5	Rotura del polietileno a los 6 años de cirugía por desgaste
5	53	M	54	62	28	15	10	Dolor leve seguido de dolor brusco	5	Sí	7	–
6	44	H	50	45	28	12	No	Dolor progresivo	5	No	9	–
7	50	M	52	40	28	12	No	Asintomático	8	No	No revisión	–
8	51	H	48	36	28	10,5	No	Dolor leve	7	No	No revisión	–
9	52	M	50	42	32	13,5	8	Asintomático	8	No	No revisión	–

Análisis de los 9 casos de desgaste del núcleo del polietileno encontrados en nuestra serie, valorando los principales factores implicados en dicho desgaste; M: mujer; H: hombre; mm: milímetros; °: grados.

DISCUSIÓN

En las artroplastias totales de cadera no cementadas^{4,6,15,20,21}, el desgaste del polietileno acetabular es la principal causa de osteólisis, que da lugar a reacciones biológicas que disminuyen la supervivencia de los implantes articulares. Entre los factores implicados en el desgaste^{3,11-13,19,22} englobamos los biológicos como la edad y el peso, los relacionados con la esterilización y el almacenaje, con el diseño de los componentes, con la estructura del polietileno y los tecnoquirúrgicos.

La edad es un factor biológico que se relaciona directamente con la actividad funcional de los pacientes²²⁻²⁴. En nuestra serie, con una media de edad de 65 años, hemos tenido un desgaste superior a los 2 mm en 9 pacientes (16,6%), precisando 6 de ellos reintervención. Estos resultados¹⁵ son peores a los obtenidos por Engh¹⁷ con un seguimiento similar al nuestro, presentando un desgaste del polietileno de un 5,7%. Las causas responden a la presencia de factores asociados como son la utilización de cabezas de 32 mm y el uso al inicio de la técnica de polietileno menos resistentes. Al igual que la mayoría de los autores^{8,10,21,22}, pensamos que la edad es un factor implicado en el desgaste del polietileno, siendo éste superior en pacientes con una edad menor de 50 años, ya que existen unas demandas funcionales superiores. Barrack⁸, realizó un estudio de artroplastias totales de cadera con compo-

nentes acetabular y femoral con recubrimiento poroso, en un grupo de edad igual o menores de 50 años, presentando alteraciones del polietileno en un 37% de las revisiones, porcentaje muy superior al obtenido en nuestra serie. Hemos observado que la media de edad de los pacientes que en nuestro estudio presentan desgaste es de 49 años, siendo la media general de 65 años, por lo que existe una diferencia significativa de la edad con respecto al desgaste.

Al inicio de esta técnica se utilizó un sistema de esterilización al *aire gamma* con una dosis de radiación de 4 Mrad. Con un seguimiento superior a 10 años⁸, se ha visto cómo este tipo de esterilización, junto con un almacenaje prolongado altera la estructura del polietileno que conlleva un aumento en el desgaste y un mayor riesgo de fractura, todo ello debido a una degradación oxidativa. Actualmente se utiliza un sistema de esterilización denominado *gas plasma*, con una dosis de radiación de 5 Mrad, que obtiene una mayor resistencia al desgaste, con la cual podemos esperar una menor tasa de fracasos.

El diseño de los componentes engloba un conjunto de parámetros que determinan a corto plazo el grado de desgaste. Los más importantes son: la incongruencia articular, los micromovimientos entre la cúpula y el núcleo del polietileno, los tornillos acetabulares, el tamaño de la cabeza femoral, el material y superficie de la cabeza, así como la modularidad del componente femoral.

Al inicio de la técnica se utilizaba un cotilo Triloc® con un polietileno ACS®. Tras revisar los resultados y al igual que McAuley et al⁷, vimos que el grosor y el número de entrecruzamientos del núcleo de polietileno no eran los adecuados, surgiendo elevados casos de desgaste y rotura del mismo. El grosor de dicho polietileno era de 4,7 mm en la zona central y menor en la periferia, para un cotilo de tamaño de 50 a 56 mm, grosor que, como se ha visto en estudios posteriores, es insuficiente (figs. 3 y 4). Posteriormente se utilizó el cotilo Duraloc® (De Puy) y el núcleo de polietileno Enduron® (De Puy Orthopaedics) que presentan unas características que, de forma global, han disminuido la tasa de desgaste por su mayor resistencia. Las ventajas que existen con estos componentes desde el punto de vista mecánico son un ajuste elevado entre el cotilo y el núcleo de polietileno, una menor movilidad entre ambos y un polietileno de mayor grosor (6 mm) que presenta un menor riesgo de fatiga comparado con el de 4 mm^{5,8,18,25,26}.

Hay controversia con respecto al papel que tienen los tornillos acetabulares con el desgaste del polietileno^{8,26}. Aun cuando existen diseños que presentan buenos resultados clínicos sin signos radiológicos de osteólisis, se ha observado⁸ que existen granulomas con partículas metálicas y de polietileno en el anillo y en el agujero de los tornillos. En nuestra serie, no hemos visto signos de osteólisis ni desgaste directamente implicados con la colocación de los tornillos acetabulares en los pocos casos en los que se utilizaron.

Existe una preocupación por la utilización de cotilos con recubrimiento de hidroxiapatita²⁷, por la posible migración de partículas de hidroxiapatita en el interior de la ar-

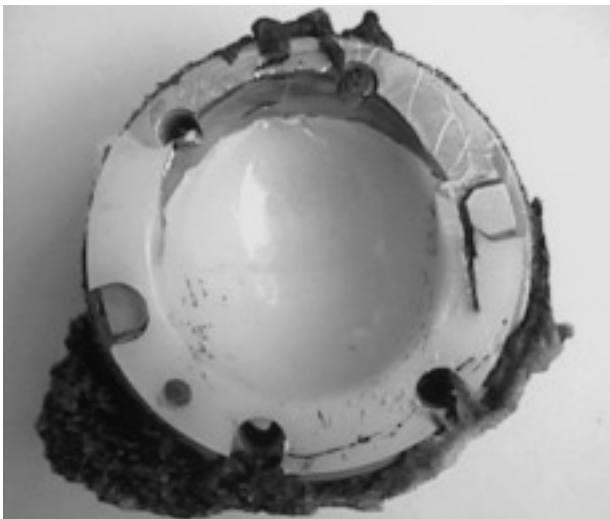


Figura 3. Caso 4. Imagen de desgaste del núcleo de polietileno TM® con cotilo poroso impactado Tricon®, tras rescate del cotilo por desgaste e incorrecta inclinación acetabular a los 5 años. Se observa que el grosor del polietileno es menor en la periferia, coincidiendo con el área de mayor desgaste. Además presenta en la parte más declive del cotilo una membrana de interposición secundaria a partículas del polietileno.

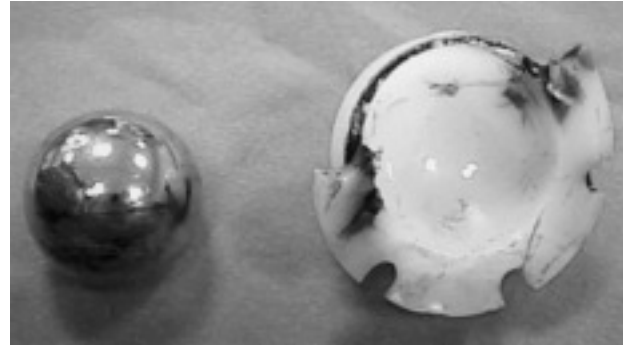


Figura 4. Caso 2. Rotura del núcleo de polietileno TM® tras revisión quirúrgica, en un paciente que presentó cuadro de dolor brusco en cadera intervenida 9 años antes.

ticulación, que provocan un desgaste brusco del polietileno y de la cabeza femoral. Sin embargo, los resultados con vástagos femorales²⁷ con recubrimiento de hidroxiapatita son alentadores. El vástago femoral AML®, que presenta un recubrimiento de Porocoat®, partículas de metal unidas entre sí, para crear una estructura aleatoria en tres dimensiones, ha demostrado tener unas cifras de osteointegración muy elevadas, siendo raros los casos de aflojamiento del componente femoral^{17,15}.

El tamaño de la cabeza femoral, como demuestran numerosas series^{9,11,12,24} influye directamente en el desgaste. Morrey e Ilstrup¹² realizaron un estudio utilizando componentes de 22, 28 y 32 mm y analizando su supervivencia. Las cabezas de 32 mm se asociaron a un mayor índice de desgaste que las de 28 mm. En nuestra serie, las cabezas femorales utilizadas con un diámetro de 32 mm presentaron un desgaste superior al obtenido con cabezas de 28 mm sin ser estadísticamente significativa. Además, el desgaste anual del polietileno es superior con cabezas de 32 mm (0,08 mm/año) en relación con el 0,05 mm/año que se obtiene con cabezas de 28 mm¹².

El material de la cabeza femoral también influye⁷. Han sido numerosas las superficies articuladas en las artroplastias totales de cadera. La más frecuente ha sido un componente femoral con aleación Cr-Co-Mo que articula con polietileno de alto peso molecular^{1,6,28,29}, que presenta un índice de desgaste anual aceptable. Sin embargo, la tendencia actual es buscar superficies articuladas que presenten un menor índice de desgaste, para así obtener unos mejores resultados.

El acabado de la superficie que presenta una cabeza femoral metálica puede alterarse por mecanismos de desgaste oxidativo, lo que no ocurre con las cabezas de cerámica de circonio y alúmina, dado que se encuentran ya en un estado de óxido. Existe controversia^{8,13} de si la tasa de desgaste con la utilización de cabezas de cerámica es menor a la obtenida con cabezas metálicas, puesto que hay trabajos en la literatura que muestran tasas de desgaste similares, y en otros

muestran menor desgaste con cabezas de cerámica. Hoy se vuelve a las artroplastias metal con metal, pues aunque inicialmente el rango de supervivencia de los pares metal-metal de la prótesis de Charnley era menor, actualmente hay prótesis metal-metal que presentan un desgaste precoz bajo, similar al obtenido con reemplazos articulares con superficies de Cr-Co-Mo y polietileno¹³, aunque habrá que esperar a los resultados a largo plazo.

Los sistemas modulares articulares entre la cabeza y el cono femoral^{18,23,29} son una fuente de liberación de partículas que depende fundamentalmente del diseño. Es importante minimizar dicha liberación con los sistemas modulares, buscando siempre el mayor ajuste entre ambos. En nuestra serie no existe un mayor desgaste con los sistemas modulares porque el sistema empleado en nuestra serie utiliza con mayor frecuencia cabezas de 32 mm, por lo que pese a que la congruencia entre el cono y la cabeza es total, el diámetro de la cabeza femoral determina un mayor desgaste. Además, el buen ajuste entre la cabeza y el cono del vástago femoral AML[®] hace que, pese a ser componentes modulares, no exista un desgaste significativo. Sin embargo, se deben incrementar las exigencias de control en la fabricación de los diseños modulares de los componentes de cabeza y cuello, para que a pesar de las fuerzas de contacto y la compresión axial elevada, se consiga la menor liberación de partículas²².

No podemos olvidar que para una correcta distribución de solicitaciones los componentes protésicos articulares deben colocarse en una posición correcta. El componente acetabular se coloca con un ángulo de inclinación acetabular de 45° y con 15° a 20° de anteversión. En nuestra serie, los cotilos en los que existe una correcta inclinación acetabular presentan un desgaste más tardío en relación con los cotilos horizontales o verticales.

Llama la atención que únicamente en un caso objetivo se observaron signos radiológicos de aflojamiento en el cotilo, con un defecto tipo IIIA de la clasificación de Paprosky¹⁹, sin hallar en ningún caso signos de movilización en el vástago femoral. McAuley et al⁷ no observaron signos de osteólisis en los pacientes que presentaban signos radiográficos de desgaste, sin precisar cirugía de revisión por aflojamiento aséptico. Al igual que en nuestra serie, no existe una correlación significativa entre los signos radiológicos de desgaste y el aflojamiento aséptico.

Además, la presencia de arañazos o erosiones que se producen accidentalmente durante la cirugía en la cabeza femoral y en el núcleo del polietileno aceleran el desgaste del polietileno, lo que favorece la osteólisis, el aflojamiento aséptico de los componentes y por tanto da lugar a unos pobres resultados de supervivencia⁸.

El desgaste del polietileno es un problema multifactorial, donde influyen factores biológicos como: la edad, factores relacionados con el diseño que tienen una gran importancia y determinan en gran medida la supervivencia a largo

plazo de la artroplastia, la fabricación, esterilización y almacenaje del polietileno, así como la técnica quirúrgica utilizada. Del control de cada uno de ellos depende la aparición más o menos precoz de partículas, de la osteólisis y por tanto la mayor supervivencia de las artroplastias.

BIBLIOGRAFÍA

1. Engh CA. Porous coated total hip arthroplasty in the young. *Clin Orthop* 1998;2:953-7.
2. Charnley J, Cupic Z. The nine and ten years results of the low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1973;9:9-25.
3. Charnley J, Halley DK. Direction and rate of socket wear in Charnley low friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67B:757-61.
4. Bankston AB, Keating EM, Ranawat CS, Faris PM, Ritter M. Comparison of polyethylene wear in machined versus moulded polyethylene. *Clin Orthop* 1995;317:37-43.
5. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68A1:1041-51.
6. Kabo JM, Gebhard JS, Loren G, Amstutz H. *In vivo* wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75B:254-8.
7. McAuley JP, Moore D, Culpepper W, Engh CA. Total hip arthroplasty with porous coated prostheses fixed without cement in patients who are sixty five years of age or older. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80A:1648-59.
8. Barrack RL. Factors influencing polyethylene wear in total joint arthroplasty. *Orthopaedics* 1998;21:937-41.
9. Cuckler JM, Bearcroft J, Asgian CM. Femoral head technologies to reduce polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1995;317:57-63.
10. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72A:518-28.
11. McKellop HA, Campbell P, Park SH, Schmalzried TP, Grigoris P, Amstutz H, et al. The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1995; 311:3-20.
12. Morrey BF, Ilstrup DM. Size of the femoral head and acetabular revision in Total- Hip replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1989;71A:50-4.
13. Lawrence D, Dorr MD, Schon R. Total hip arthroplasty with the use of the metal-on-metal articulation. *J Bone Joint Surg Am* 2000;89A:789-800.
14. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG. Measurements of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. *Clin Orthop* 1995;319:303-16.
15. Vaquero J, Vidal C, Roca J, Quemada F, Escudero N. Resultados a largo plazo de la prótesis porosa AML como artroplastia total de cadera primaria. *Rev Ortop Traumatol* 2002; 46:20-6.
16. Treacy RB. Pelvis y acetábulo. En: Pynsent P, Fairbank J, Carr A, editores. *Medición de los Resultados en Traumatología*. Barcelona: Masson SA, 1999; p. 253-7.
17. Engh CA. Measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79A:361-6.
18. Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1978;137:37-47.

19. Schenk M, Dalinka M. Radiologic evaluation. En: Steinberg M, Garino J, editores. Revision Total Hip arthroplasty. Philadelphia: Lippicott Williams and Wilkins, 1999; p. 121-40.
20. Brady LP, McCutchen JW. A ten years follow up study of 170 Charnley total hip arthroplasties. Clin Orthop 1986;211: 51-4.
21. Dobbs HS. Survivorship of total hip replacements. J Bone Joint Surg Br 1980;62B:168-73.
22. Cates HE, Faris PM, Keating EM, Ritter MA. Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups. J Bone Joint Surg Br 1993;75B:249-53.
23. Engh CA, Culpepper WJ, Engh CA. Long term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1997;79A:177-84.
24. Keisu KS, Orozco F, Sharkey P, Rothman RH, McGuigon FX. Primary cementless total hip arthroplasty in octogenarians: two to eleven year follow up. J Bone Joint Surgery Am 2001;83A:359-63.
25. Grass AE, Dusi W. Acute polyethylene fracture in an uncemented cup. Can Surgery 1997;40:310-4.
26. Wroblewski BM. Direction and rate of socket wear in Charnley low friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 1985; 67B:757-60
27. Vaquero Martín J. Conceptos sobre la fijación de las prótesis totales de cadera. En: Curso Básico Fundación SECOT: Ciencias Aplicadas a la Cirugía Ortopédica, 1999; p. 265-76.
28. Xenos JS, Hopkinson WJ, Callaghan JJ, Heekin RD, Savory CG. Osteolysis around and uncemented cobalt chrome total hip arthroplasty. Clin Orthop 1995;317:29-36.
29. Harris WH, Schiller AL, Scholler J, Freiberg R, Scott R. The nine and ten year results of the low friction extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. J Bone Joint Surg Am 1976; 58A: 612-8.