

Comportamiento del polietileno, en un simulador de cadera

J. L. VILLAE*, J. DE GRACIA**, C. PÉREZ CID* y J. R. CAEIRO*

*Servicio de C. Ortop. y Traumatología. Complejo Hospitalario Sta. M.^a Madre-Cabaleiro Goàs y Fundación Hospital de Verín. Orense. **Departamento de Ingeniería, Investigación y Desarrollo. Industrias Quirúrgicas de Levante. BIOMET. Valencia.

Resumen.—Se presentan los resultados del comportamiento friccional de cinco diferentes combinaciones de cabezas protésicas femorales y polietileno acetabular, investigadas en un simulador de cadera. Las cabezas femorales de aleaciones de Cr-Co-Mo, Cr-Co-Mo con implantación iónica y de cerámica de zirconia, se articularon con cotilos de polietileno de ultra-alto-peso molecular y se sometieron a tres millones de ciclos de marcha cada uno, utilizando un simulador de cadera de cinco estaciones. El desgaste de los cotilos protésicos, evaluado por mediciones gravimétricas demostró que cuando el espesor de polietileno era de 10,9 mm el desgaste producido por cabezas de Cr-Co-Mo de 28 mm era de 0,14 mm/año y de 0,09 mm/año si la cabeza utilizada era de 28 mm de aleación de Cr-Co-Mo con implantación iónica. Cuando el espesor del acetábulo era de 7 mm el desgaste ocasionado por cabezas de cerámica de zirconia de 28 mm fue de 0,04 mm/año; sin embargo si tenía espesor 10,9 mm y las cabezas de cerámica de zirconia eran de 28 y 32 mm, no aparecía desgaste alguno. Estos resultados indican que el diámetro de la cabeza de cerámica de 28 y 32 mm, parece no tener importancia alguna, pero sí la tiene el que el espesor del acetábulo protésico sea menor de 10 mm.

PERFORMANCE OF POLYETHYLENE IN A HIP JOINT SIMULATOR

Summary.—Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) metal backed acetabular cups were articulated against Cr-Co-Mo alloy, ion implanted Cr-Co-Mo and zirconia ceramic femoral heads in a five station hip joint simulator, running three tests of three millions walking cycles with each one of the five different head-cup combinations. The wear rate of the acetabular cups was measured gravimetrically. When the thickness of the cup was 10.9 mm, the mean wear rate against 28 mm diameter Cr-Co-Mo femoral heads was 0.14 mm/year, and 0.09 mm/year when the cup was articulated against 28 mm ion implanted Cr-Co-Mo femoral heads. When the thickness of the cup was 7 mm the mean wear rate was 0.04 mm/year against 28 mm zirconia heads. The results indicate that significant reduction in the wear of the UHMWPE cup can be achieved when zirconia femoral head is used and that the diameter of the zirconia femoral head, 28 vs 32 mm, seems unimportant as wear factor. A cup thickness below 10 mm may result disadvantageous.

INTRODUCCIÓN

Desde que Howie en el año 1988 (1) llamara la atención sobre la reacción tisular y la destrucción ósea motivada por los detritus del polietileno,

se ha producido un extraordinario incremento de investigaciones, dirigidas a conocer el desgaste de las prótesis y de los materiales protésicos (2-5).

Actualmente las partículas de polietileno de ultra-alto-peso molecular (PEUAPM), siguen siendo un problema importante y peligroso para la vida de las prótesis totales de cadera debido a que los residuos creados por el desgaste ocasionan reacciones adversas que conducen al afloja-

Correspondencia:
Dr. D. J. L. VILLAR GONZÁLEZ
C/ Progreso, 161-Ent.
32005 Orense

miento de la fijación del implante, dolor, limitación de la función, y eventualmente una costosa y complicada reintervención (6-8).

La utilización de las cabezas de cerámica en la cirugía protésica de cadera ha marcado un gran avance en la disminución del desgaste de los acetábulo de PEUAPM. Los estudios clínicos y de laboratorio han demostrado que la erosión de los acetábulo de PEUAPM, sea mucho menor cuando se utilizan cabezas de alúmina, que cuando se emplean cabezas metálicas; su mayor resistencia ante la rotura ha hecho que la cerámica de alúmina se sustituya por la de zirconia, sobre todo si se tiene en cuenta las enormes tensiones a las que se halla sometida la cabeza, cuando se le encaja en el vástago troncocónico de la prótesis modular (4, 6).

La implantación iónica, es un método de tratamiento de la superficie de la cabeza metálica que la hace más dura y por tanto más resistente a la abrasión. Es muy peligroso el rayado de la cabeza, tanto en el acto quirúrgico como *in vivo*, ya que podrá dar lugar al rápido desgaste del acetábulo del PEUAPM (8).

La preocupación por el problema del PEUAPM y sus consecuencias, nos ha animado a estudiar su comportamiento en una prótesis de patente española, para saber qué espesor de polietileno es recomendable, con qué tamaño de cabeza femoral y qué superficie de contacto cabeza femoral-polietileno produce menor desgaste. Para ello iniciamos una investigación de laboratorio en la Universidad Tecnológica de Ingeniería de Helsinki (Finlandia), bajo la supervisión del Dr. Vesa Saiko, para evaluar el desgaste de PEUAPM frente a las cabezas de Cr-Co-Mo, de Cr-Co-Mo tratados con implantación de iones de nitrógeno y de cerámica de zirconia, gracias a la utilización de un simulador de la articulación de la cadera. Los componentes pertenecen a un nuevo diseño de una prótesis total de cadera de fabricación española. Las variantes investigadas han sido, el material con el que estaba construida la cabeza, el diámetro de la misma y el espesor del acetábulo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las cabezas femorales, cotilos protésicos y cubiertas acetabulares (tablas I y II, Fig. 1) han sido sumi-

Tabla I: Cabezas femorales

Número de catálogo	Material	Diámetro nominal (mm)
1009-10	Co-Cr-Mo	28
1009-1001	Co-Cr-Mo N ion implanted	28
1010-34	Zirconia	28
1010-20	Zirconia	32

Tabla II: Cotilos protésicos ensayados con PEUAPM

Número de catálogo	Diámetro interno nominal	Espesor ^a (mm)	Diámetro externo nominal de la cúpula metálica (mm)
1056-50	28	7	50
1057-52	28	10,9	52
1054-56	32	10,9	56

^aMedido en el punto de aplicación de la carga y en su dirección, a 45° del eje de simetría.

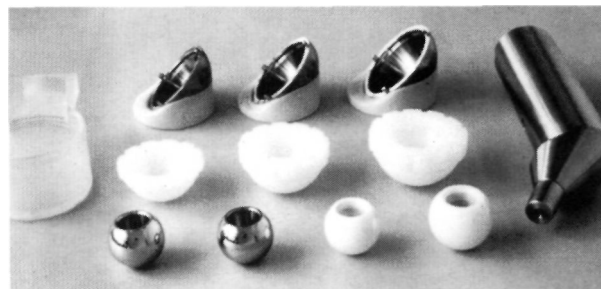


Figura 1. Ejemplos de cabezas femorales, cotilos protésicos y cúpulas acetabulares incluidas en las pruebas; las cúpulas acetabulares se han embebido en cemento óseo. Soporte del acetábulo en acrílico (izquierda) y soporte de la cabeza en acero inoxidable 329.

nistradas por Industrias Quirúrgicas de Levante (I.Q.L. grupo Biomet España). Todas las cabezas y cotilos eran nuevos, esterilizados por rayos gamma y recibidos en sus paquetes originales procedentes del fabricante. Las cúpulas metálicas, se fabricaron sin poros ni tetones para facilitar su inserción en el receptáculo de la máquina. El PEUAPM ha sido el único elemento estudiado para el ctilo.

En el estudio de la fricción de las prótesis totales, es un requisito contar con una máquina que simule las condiciones de la articulación coxofemoral respecto al movimiento, carga, lubricación y temperatura. Estas máquinas son comúnmente denominadas «simuladores de articulación coxofemoral» (8). El simulador

de la articulación coxofemoral empleado en este estudio es de 5 estaciones, y ha sido diseñado y construido por el ingeniero que realizó las pruebas que se le indicaron en este trabajo: el Dr. Vesa Saiko de la Universidad Tecnológica de Ingeniería de Helsinki (8).

El esquema de la prueba, se basaba en comparar los grupos B, C y E (cabezas de 28 mm de diferentes aleaciones, en contacto con PEUAPM de 10,9 mm de espesor), y obtener información sobre el efecto del material de la cabeza con PEUAPM (tabla III); C y D (cabezas de zirconia de 28 y 32 mm de diámetro articuladas con cotilos de un grosor de 10,9 mm), sobre la consecuencia que el grosor de la cabeza tiene en relación al desgaste (tabla III), y A y C (cabezas de zirconia de 28 mm, con PEUAPM de un espesor de 7 y 10,9 mm) sobre la consecuencia que el grosor del PEUAPM tiene en relación al desgaste.

El movimiento del aparato es uniaxial y simula la flexo-extensión de la articulación coxofemoral. La abducción-aducción y rotaciones se han ignorado para evitar una complejidad excesiva de la máquina. Tanto el vástago como el acetábulo están firmemente encajados en un soporte y sellados con metilmecacrilato. La alineación de la cabeza con respecto al eje de movimiento de vaivén está cuidadosamente comprobada para limitar el desplazamiento radial a un máximo de 0,03 mm. El movimiento se ejecuta por un mecanismo de manivela accionado por motor eléctrico.

La carga uniaxial, simula el componente superior-inferior de la fuerza de contacto de la articulación coxofemoral.

La articulación está rodeada por una cápsula flexible llena de lubricante a una temperatura constante de $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$.

Para este trabajo, se analizaron las desviaciones siguientes:

1. Se midió la esfericidad de la cabeza en dos planos, siendo el ángulo entre los 2 planos de 30° (Fig. 2). El plano I era el plano ecuatorial de la cabeza, tomando como referencia el eje de simetría; el plano II era el plano horizontal que cruzaba el centro de la cabeza, cuando ésta se hallaba montada en un soporte y la flexo-extensión se hallaba en posición neutra.

Tabla III: Grupos de prueba

Grupo	Diámetro de la cabeza (mm) y material	Espesor del cotilo (mm)
A	28, Zirconia	7
B	28, Co-Cr-Mo	10,9
C	28, Zirconia	10,9
D	32, Zirconia	10,9
E	28, Ion-implanted Co-Cr-Mo	10,9

2. El diámetro interior del acetábulo se midió por medio de un aparato de medición de coordenadas tridimensionales, utilizando cinco puntos, con una distancia intermedia y máxima, entre uno y otro, de 10 mm.

3. Las cabezas se engarzaron en vastagos femorales fabricados en acero inoxidable 329 (Fig. 1). La interfase entre la cabeza y el soporte fue sellada con silicona para evitar la corrosión y posible salida de partículas.

4. La esfericidad de la cabeza se halló usando un aparato Rank Taylor Hobson Talylond M51 112/843-75.

El simulador de marcha, incluyó un rango de flexo-extensión de 60° . La duración de la extensión representó dos tercios de la amplitud de la marcha. La carga en la fase de extensión era de 3,5 KN y cero durante la flexión (3,5 KN es cinco veces el peso del cuerpo de una persona de 71,4 kg de peso), y la duración del soporte de carga sobre la cabeza, fue de 63% de ciclo. La frecuencia de la prueba ha sido de 65 ciclos de marcha por minuto (1 ciclo = un paso de marcha). La temperatura del entorno se mantuvo a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$, y como lubricante se utilizó agua destilada desionizada.

Para la evaluación del desgaste de los componentes femoral y acetabular, se utilizaron prótesis de control del mismo diseño y características que las ensayadas en la máquina. Las condiciones en las que se mantenían las prótesis de control en cuanto al soporte de peso, lubricación y temperatura, era la misma que las del test, con la única diferencia de que no tenían osci-

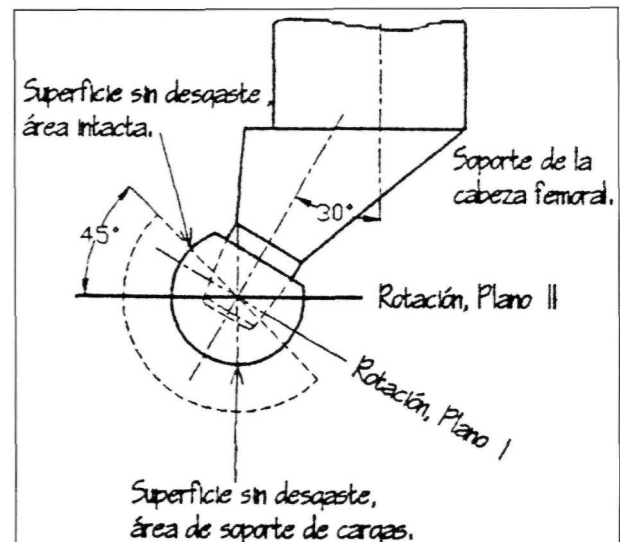


Figura 2. Medición esquemática de los planos de esfericidad y de las rugosidades de la cabeza femoral. La línea incompleta, muestra la posición del acetábulo en el simulador. La cabeza y su soporte, se muestran en una posición correspondiente a una situación neutra de flexo-extensión. La dirección de la carga, es la vertical.

lación. La evaporación del líquido del receptáculo de control está protegido por una membrana de cloruro de polivinilo que cubría el receptáculo. Para la evaluación del desgaste, se detenía periódicamente la prueba, y se retiraban las cúpulas con el lubricante, tanto del control como del análisis; entonces se sometía a un proceso de secado por espacio de media hora, para la evaporización del agua del PEUAPM y posteriormente se pesaban en un aparato Mettler.AT261 Delta-Range, que tiene un alcance analítico de cerca de 0,01 mg. La pérdida de peso por desgaste, se calculó según las normas recomendadas por la ISO TR 9326 (9). La duración del trabajo fue de tres pruebas de tres millones de ciclos, con las cinco diferentes combinaciones posibles de cabeza-acetábulo. El simulador se muestra en las figuras 3 y 4.

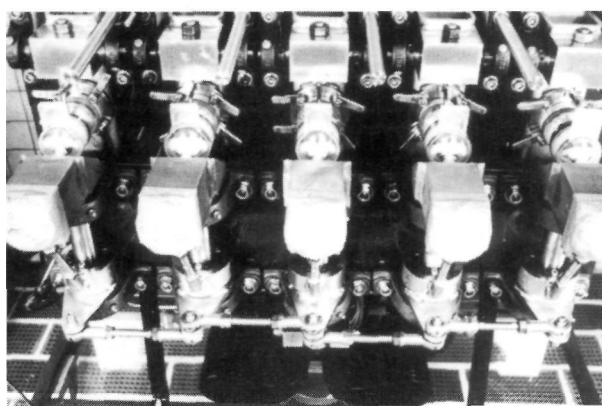


Figura 3. Vista superior del simulador con los especímenes instalados de izquierda a derecha grupos, A, B, C, D y E.

RESULTADOS

Todas las mediciones que se muestran en la tabla IV, se realizaron después de las pruebas efectuadas en el simulador; la esfericidad y la rugosidad de las cabezas de cerámica, ha sido excelente. Es notoria la variación del radio del interior de las cúpulas, lo que es probablemente atribuible a la distorsión de la cubierta acetabular provocada por la propia prueba.

El desgaste de los grupos de cotilos A, B y E se muestra en la tabla V. Los grupos C y D, en los

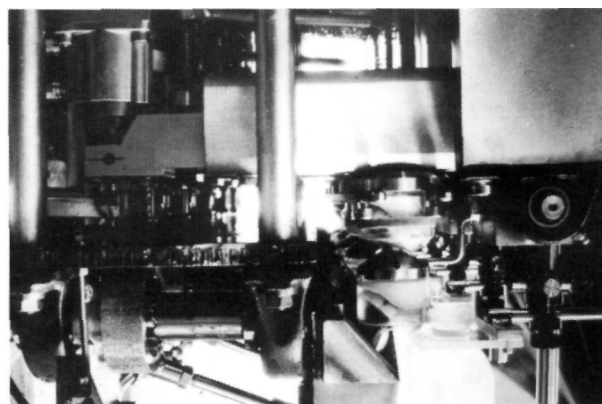


Figura 4. Vista lateral, mostrando el simulador con el grupo E en prueba, controles de la articulación, brazo de palanca y cilindro neumático de carga (abajo) y montaje de flexo-extensión (arriba).

Tabla IV: Tamaño, forma y superficie de las cabezas. Radio de los acetábulos

Grupo	Cabeza	Día (mm)	Redondez de partida (μm) ^a		Rugosidad intacta	Superficial Ra (mm) ^b área de carga tras el ensayo	Radio interno del cotilo, área intacta (mm)
			Plano I	Plano II			
A	1	27,98	0,5	0,5	0,008	0,010	14,08
	2	27,97	0,3	0,3	0,007	0,012	14,06
	3	27,98	0,2	0,2	0,008	0,009	14,07
B	1	27,99	0,4	0,3	0,016	0,12	14,06
	2	27,97	0,5	0,7	0,012	0,28	14,07
	3	27,98	0,5	0,3	0,016	0,17	14,24
C	1	27,98	0,2	0,2	0,008	0,009	14,05
	2	27,98	0,5	0,5	0,008	0,012	14,01
	3	27,97	0,2	0,3	0,008	0,009	14,25
D	1	31,97	0,7	0,8	0,008	0,012	16,24
	2	31,97	0,9	1,1	0,008	0,009	16,22
	3	31,98	0,9	0,7	0,009	0,010	16,20
E	1	27,98	0,8	0,9	0,013	0,20	14,08
	2	27,98	0,6	0,5	0,014	0,28	14,15
	3	27,98	0,6	0,5	0,011	0,08	14,23

^aLos planos de medición se muestran en la figura 2.
Las áreas de medición se muestran en la figura 2.

Tabla V: Parámetros de la regresión lineal, motivados por el desgaste acetabular con el número de ciclos: intercepción (mg), declive (mg/10⁶ ciclos) y coeficiente de relación r; valor del desgaste y valor medio del desgaste (mg/10⁶ ciclos); promedio del desgaste anual (mm/año) y factor medio de desgaste (10⁻⁶ mm³ N⁻¹ m⁻¹); no se ha incluido grupos C y D porque no ha aparecido tipo alguno de desgaste

Grupo	Test	Intercepción	Pendiente	Coeficiente de correlación	Tasa de desgaste	Promedios		
						Tasa de desgaste	Desgaste anual	Factor de desgaste
A	1	-11,7	26,4	0,09	14,7	21,8	0,04	0,48
	2	2,4	11	0,99	13,4			
	3	21,1	16,3	0,96	37,5			
B	1	-46,2	118	1	71,4	8	0,14	1,81
	2	-41,2	144	1	103			
	3	-21,8	96,2	1	74,4			
E	1	-49,6	92,9	1	43,3	51,9	0,09	1,13
	2	37,8	105	0,99	67,2			
	3	23	68,1	1	45,1			

que no ha aparecido ningún desgaste, no se incluyen en la tabla V. El desgaste se ha calculado por medio de regresiones lineales. Los valores del desgaste de cada período se calcularon, dividiendo el valor del ciclo mg/10⁶ por la densidad del polietileno (0,94 mg/mm³) y el área proyectada a la cabeza. Se estimó que un millón de ciclos, correspondería a un año *in vivo*. El factor de desgaste, indicaba la cantidad de polietileno que se perdía (mm³) por cada newton de carga y por cada metro de superficie de deslizamiento. En la comparación de los valores máximos de desgaste se utilizó t-test (tabla VI). Los promedios de las diferencias, fueron estadísticamente significativos.

Cuando el diámetro de la cabeza era de 28 mm y el grosor del acetábulo de 10,9 mm, el desgaste del polietileno era menor cuando la cabeza era

de Co-Cr-Mo con implantación iónica, que cuando ésta era de simple Co-Cr-Mo, respectivamente de 0,09 y de 0,14 mm/año; sin embargo esto no ocurría cuando se utilizaba la zirconia. Cuando la cabeza era de zirconia y el grosor acetabular de 10,9 mm, el desgaste del polietileno era de cero, no sólo con las cabezas de 28 mm, sino también con las de 32 mm. Cuando el espesor del acetábulo era de 7 mm y la cabeza era de zirconia de 28 mm, el desgaste más elevado de polietileno era de 0,04 mm/año; pero como se decía anteriormente, el desgaste era de cero, si el espesor del acetábulo era de 10,9 mm.

Durante las pruebas, en los grupos B y E y debido a la transferencia del polietileno, aumentó la rugosidad en la zona de carga de las cabezas metálicas (tabla IV). En el grupo E, la zona de carga de la cabeza se tornó oscura. En los grupos

Tabla VI: Comparación de promedios de tasas de desgaste

Grupos comparados	Diferencia en media (mg/10 ⁶ ciclos)	Y	T	P	Con un nivel de confianza del 95 %, la diferencia se encuentra en promedio entre (mg/10 ⁶ ciclos)
B y C	83	2	8,21	0,01	55 y 111
B y D	83	2	8,21	0,01	55 y 111
B y A	61,2	3	4,79	0,01	26 y 97
E y C	51,9	2	6,76	0,01	31 y 73
E y D	51,9	2	6,76	0,01	31 y 73
B y E	31,2	3	2,46	0,05	-4 y 66
E y A	30	4	2,74	0,03	0 y 60
A y C	21,8	2	2,79	0,05	0 y 44
A y D	21,8	2	2,79	0,05	0 y 44
C y D	0				

B y E, en los que la cabeza era rugosa, aparecía el grado más elevado de desgaste del polietileno. Durante las pruebas, en los grupos B y E, la temperatura del lubricante era de unos grados más elevada que en los otros grupos; obviamente era debido a la rugosidad de la superficie de la cabeza, que aumentaba el coeficiente de fricción, con lo que se producía más calor. También podía detectarse el alto grado de fricción, observando el área de desgaste del acetábulo, la excavación y erosión que se hallaba en una situación posterior. En las cabezas de zirconia no se observó desgaste alguno, incluso en las cabezas del grupo A, en el que aparecía un importante desgaste acetabular. Sin embargo, el desgaste acetabular del grupo A, era ostensiblemente menor que el que aparecía en los grupos B y E. Las cabezas femorales se examinaron por medio de un microscopio de incandescencia. En las cúpulas de los grupos C y D el mayor cambio en la apariencia consistía en el pulido del área de carga: las ranuras de mecanizado estaban aplanadas y el área de carga era mucho más reflectante que las áreas intactas.

DISCUSIÓN

Las condiciones que se dan en un simulador, sólo representan una aproximación de lo que ocurre en una cadera humana; por lo tanto el desgaste promedio obtenido con un simulador, no es necesariamente la predicción exacta del comportamiento clínico, pero es importante porque sin su información la realidad del desgaste sólo podría ser obtenida por los implantes en pacientes. El desgaste obtenido en estudios previos, es contrastado con observaciones clínicas, lo que sugiere que su aproximación es realista (3, 5).

Los valores de desgaste de los acetábulos de los grupos B y E, expresados en mm/año, era menor que el desgaste que aparecía con la cabeza de acero inoxidable y que ha sido referido en otros estudios (11, 12), pero mayor que aquellos cuyas cabezas estaban formadas sólo por Cr-Co-Mo. Sin embargo, había diferencias esenciales entre los especímenes de estos dos estudios v.g. el soporte y grosor del acetábulo, lo que no permite comparación alguna.

Clínicamente, el valor de la medición radiográfica de las cabezas de 32 mm tipo Müller, en

los acetábulos de polietileno, ha sido inicialmente de 0,50 mm/año y después de 5 años de 0,15-0,20 mm/año. En un inicio, predominan las deformaciones por la fluencia (12). Estos resultados no se hallan muy alejados, de los que hemos encontrado en este estudio con cabezas de 28 mm en Cr-Co-Mo.

La disminución del desgaste del acetábulo de PEUAPM alcanzado con la utilización de cabezas de Cr-Co-Mo, ha sido modesto, si se le compara con el que se obtiene cuando se utilizan las cabezas de zirconia. Respecto al desgaste del PE acetabular, parece ser que la cerámica de zirconia, es un excelente material para la fabricación de la cabeza femoral y su comportamiento muy similar al de la alúmina, como demuestran otros trabajos (11, 13).

El hecho es que en un acetábulo de 10,9 mm de espesor el desgaste provocado por una cabeza de zirconia, es igual a cero y es sorprendente que éste sea importante, cuando se utiliza un acetábulo de 7 mm de espesor. El desgaste cero, fue observado en cotilos protésicos de PEUAPM de 5,6 mm de grosor con cabezas de alúmina de 32 mm (11, 13), y ligero desgaste cuando se utilizaron experimentalmente cabezas de 32 mm de zirconia y de Cr-Co-Mo (12, 13), cuyas alteraciones de la esfericidad eran ostensiblemente mayores que las que comercialmente se emplean en la actualidad. Ha sido calculado (13) el efecto del grosor del cotilo de polietileno, sometido a tensiones de contacto en la cúpula acetabular metálica. De acuerdo con este análisis, el espesor del polietileno acetabular, se reduce cuando la cabeza femoral aumenta y las fuerzas aplicadas sobre el PEUAPM, son muy sensibles a la diferencia radial que existe entre la cabeza femoral y el hueco acetabular. (La diferencia radial se obtiene de la sustracción del radio de la cabeza femoral y del radio de la superficie articular del acetábulo). Así, y siguiendo las conclusiones de otros autores (12, 13), únicamente aumentan mínimamente las tensiones de contacto, cuando disminuye el espesor de la cúpula acetabular, a partir de que el espacio libre radial sea de 0,1 mm o menor. Sólo cuando el grosor acetabular decrece por debajo de 4 mm y la diferencia radial es de 0,5 mm o mayor, podrá esperarse un aumento de las tensiones a nivel del contacto cotilo protésico-cúpula acetabular. De este modo, la explicación del diferente grado de desgaste en-

tre los grupos A y C, no se debería a las tensiones elásticas de la zona de contacto. Sin embargo, el análisis de este grupo de estudio (8) de polietileno, no toma en cuenta la deformación del PEUAPM. Dado que la resistencia a la deformidad del PEUAPM es baja, es posible, que en los acetábulos con un espesor de 10,9 mm, la deformación por compresión, dé lugar a una distribución de la presión de contacto más amplia y plana, y por tanto más benigna, por lo que respecta al desgaste.

Durante las pruebas de desgaste, fue mucho más interesante la importancia de la deformación por presión en los acetábulos de 10,9 mm de espesor, que en aquellos otros con un espesor de 7 y de 5,6 mm con los que se utilizaron cabezas de zirconia (8) y en los que el grado medio de desgaste fue respectivamente de 0,04 y 0,005 mm/año. Además, es importante el recordar que, de acuerdo con los cálculos de los autores (4, 8, 9), las tensiones de contacto son prácticamente iguales cuando se utilizan cabezas de 28 y 32 mm de diámetro, si el diámetro exterior del acetábulo es constante, de 42 mm. Por otro lado, es posible que las propiedades del polietileno de las cúpulas protésicas actuales, los módulos de elasticidad y

de resistencia a la presión, pueden diferir de aquellos de las cúpulas protésicas que se utilizaron en los estudios anteriores y que darían lugar a diferentes tensiones de contacto.

En definitiva, todos sabemos que la evaluación de los resultados de desgaste obtenidos del simulador de cadera es difícil, debido a que no hay un método exacto de cuantificar el desgaste de las cúpulas acetabulares en vivo y *ex vivo*. Tanto los métodos radiográficos en vivo, como *ex vivo*, no son capaces de diferenciar la pérdida real de material, de la simple deformación plástica (cualquiera de los métodos, muestra una amplia variabilidad); sin embargo, debemos entender, que son los métodos de referencia mejores para comparar el desgaste.

Agradecimientos

Los autores, agradecen al Dr. Vesa O. Saiko del Instituto Tecnológico de Ingeniería de Helsinki, su dedicación y trabajo en esta investigación, y a Industrias Quirúrgicas de Levante (I.Q.L.), su aportación material y financiera, sin la cual, no hubiera sido posible la realización de este trabajo.

Bibliografía

1. Howie DW, Vernon-Roberts B, Oakeshott, Radnd Manthey B. A rat model of resorption of bone at the cement-bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J Bone Joint Surg* 1988;70A:257-63.
2. Oonishi H, Takayaka Y, Clarke IC, Jung H. Comparative wear studies of 28 mm ceramic and stainless steel total hip joint, over 2 to 7 year period. *J Long Term Effects of Medical Implant* 1992;2:37-47.
3. Isaac GH, Wroblewski BM, Atkinson JR, Dowson D. A tribological study of retrieved hip prostheses. *Clin Orthop* 1992;276:115-25.
4. Saiko V. Tribology of total replacement hip joints studied with new hip joint simulators and a materials-screening apparatus. *Acta Polytech Scand Mech Eng Series n.º 110*, Helsinki (Doctoral dissertation); 1993.
5. García Cimbrello E, López Barea F, Codoceo Alquinta R. Interfase hueso-prótesis: estudio histológico y bioquímico en prótesis totales de cadera cambiadas. *Rev Ortop Traum* 1991;55IB:313.
6. Gómez Barrena E, Li S, Salvati EA. Desgaste del polietileno: cómo influyen las propiedades del material. *Rev Ortop Traum* 1995;39:472-80.
7. Saikko V. Wear of polyethylene acetabular cups against zirconia femoral heads studied with a hip joint simulator. 1994;176:207-12.
8. Saiko V, Paavolainen P, Kleimola M, Slátis P. A five statiton hip joint simulator for wear rate studies. *N J Engl Med* 1992;206:195-200.
9. Iso Tr 9326-1989 Implants for surgery —partial and total hip joint prostheses— guidance for laboratory evaluation of change of from bearing surfaces; 1989. (International Organization for Standardization.)
10. Saiko V, Paavolainen P, Slatís P. Wear of the polyethylene acetabular cup metallic and ceramic head compared in a hip simulator. *Acta Ortop Scand* 1993;64:391-402.
11. Buchhorn U, Willert HG, Semlitsch Y, Weber H. Changes in the dimensions of polyethylene acetabuli in total hip replacements after Müller. *Z Orthop* 1984;122:127-35.
12. Saiko V. Wear of polyethylene acetabular cups against alumina femoral heads; 5 prostheses compared in a hip simulator for 35 million walking cycles. *Acta Orthop Scand* 1993;64:507-12.
13. Bartel DL, Burstein AH, Toda MD, Edwards DL. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal backed plastic implants. *J Biomech Eng* 1985;107:193-99.