

Determinación de factores pronósticos asociados con la pérdida de fijación de las prótesis modelo Prophor

Navarro Navarro, R.; Almenara Martínez, M.; Chirino Cabrera, A.; Rodríguez Álvarez, J.P.; Muratore Moreno, C.G.

Resumen:

Se presenta un estudio prospectivo de 60 pacientes, a los que se les instauró una prótesis total de cadera modelo Prophor, con un seguimiento de 7 años. Una escala de valoración clínica según el método de Merle D'Aubigné se realizó preoperatoriamente, al año, a los 3 años y a los 7 años. Un estudio radiológico de cadera se realizó en el postoperatorio, al año, a los 3 y a los 7 años. La valoración clínica media preoperatoria fue de 1,68, 2,17 y 2,22 puntos para el dolor, la marcha y la movilidad respectivamente, mejorando hasta 5,62, 5,70 y 5,58 en el último control.

A nivel acetabular, radiográficamente la osteólisis se presentó en el 13% de los casos y, se observó signos de pérdida progresiva de fijación en el 26% de los casos. Los factores relacionados con esta pérdida de fijación, fueron la emigración y el desarrollo de líneas escleróticas y osteolíticas.

El componente femoral mostró signos de aflojamiento en la evaluación final, en el 37% de los casos. El grado de ajuste, la separación de partículas metálicas, la aparición de líneas de esclerosis y osteolíticas y la hipertrofia cortical dista, se relacionaron con la pérdida de fijación.

Nuestro estudio no muestra unos buenos resultados, por lo que será preciso mejorar el diseño y la técnica de implantación.

Palabras claves:

Cadera. Prótesis. Osteólisis. Aflojamiento.

Introducción

Los mecanismos fisiopatológicos del aflojamiento aséptico no están completamente aclarados, pero hay suficientes datos para pensar que se trata de una combinación de factores mecánicos^{3, 8, 10} y factores biológicos¹² (osteólisis).

Los cotilos roscados plantean desde el punto de vista mecánico dos hechos que le confieren a este diseño una vulnerabilidad especial²⁶. El primero de ellos, es que la transferencia de carga se desarrolla entre la primera y última vuelta de

rosca; el segundo, es que se precisa extirpar una parte del hueso subcondral para conseguir una buena adaptación y orientación. Todo esto supone una alteración en la distribución de las tensiones y de la transmisión de la carga³², y una tendencia al aflojamiento.⁵

Por otro lado, los componentes femorales con cubierta porosa proximal, insertados a buen ajuste, plantean, a corto y medio plazo, fenómenos de remodelación ósea adversa¹⁰ (stress shielding), y a largo plazo (como el componente acetabular), fenómenos de osteólisis periprotésicas,¹² debido a la liberación de partículas de desecho como consecuencia de la acción de fricción entre el hueso y el meta, o entre los componentes protésicos (polietileno acetabular).

El desecho provoca una reacción granulomatosa a cuerpo extraño, con formación de una característica membrana entre el implante y el hueso, con capacidad secretora de una serie de sustancias implicadas en la muerte celular, resorción ósea (osteólisis periprotésica) y aflojamiento aséptico del implante.^{15, 24, 27, 28}

El propósito de nuestro trabajo es estudiar el comportamiento clínico y radiológico a medio plazo de la prótesis Prophor, tratando de identificar los factores que puedan estar implicados en el aflojamiento o pérdida de fijación de dichos componentes.

El propósito de nuestro trabajo es estudiar el comportamiento clínico y radiológico a medio plazo de la prótesis Prophor, tratando de identificar los factores que puedan estar implicados en el aflojamiento o pérdida de fijación de dichos componentes.

Material y método

Entre 1985 y 1989, realizamos un estudio prospectivo de 60 pacientes a los que se les instauró una artroplastia total de cadera con inserción de un componente acetabular roscado y un vástago insertado a buen ajuste modelo Prophor (OSTEO® AG, SUIZA).

De las 60 prótesis insertadas, con un seguimiento único de 7 años, el diagnóstico fue osteoartritis en 32 caderas (53%), necrosis avascular en 12 (20%), artrosis posttraumática en 6 (10%), artritis reumatoide en 6 (10%) y espondilitis anquilosante en 4 (7%). Había 34 mujeres (57%) y 26 hombres (43%). La media de edad en el momento de la operación fue de 57,4

Correspondencia:

Ricardo Navarro García
C/ Galo Ponte, 6-1°C
35003 - Las Palmas de Gran Canaria

años (rango 22 y 69). No hubo ningún caso de bilateralidad.

El acetábulo Prophor, consiste en un armazón metálico troncocónico con estrías autoenroscables de titanio puro, con diámetros que oscilan entre los 48 mm. y los 72 mm. Es posible realizar injerto óseo a través de perforaciones que presenta su fondo. Sobre esta cubierta metálica se inserta una cúpula de polietileno de alta densidad de 32, 28, 27 y 22 mm., intercambiables en caso de cirugía de revisión sin necesidad de retirar el armazón. Para garantizar un mejor soporte de la cabeza femoral y evitar la luxación de la misma, el margen acetabular se puede incrementar en 4/5 mm. u 8/10 mm.

El componente femoral presenta las siguientes características: la cabeza se presenta en diámetros de 28 y 32 mm., y con tres longitudes: corta, media y larga. En todos los pacientes utilizamos una cabeza de 28 mm. El vástago femoral es de aleación Co-Cr, presenta en la sección transversal proximal una cubierta porosa (200-300 μ), y se presentan en longitudes desde 130 mm. a 200 mm.

En todos los casos usamos cobertura antibiótica y profilaxis tromboembólica, y se aplicó la misma técnica quirúrgica. Se utilizó un abordaje lateral directo según la técnica descrita por Hardinge¹³. Realizamos un fresado troncocónico del cotilo para retirar todo el cartílago remanente, respetando en todo lo posible la placa de hueso subcondral. El diámetro del componente acetabular insertado fue igual al diámetro de la última fresa utilizado en la preparación del acetábulo. El vástago es insertado a buen ajuste proximal y distal.

La fisioterapia se inició al segundo día postoperatorio. La carga fue restringida mediante el uso de dos bastones durante seis semanas.

La evaluación clínica se realizó en los intervalos correspondientes al preoperatorio, al año, a los 3 años y a los 7 años, valorando los tres parámetros del dolor, la marcha y la movilidad, según el método de gradación cifrada de Merle D'Aubigné y Postel²².

Una Rx AP de la pelvis, centrado en la sínfisis pubiana, se efectuó a los 3 meses de la operación, al año, a los 3 años y a los 7 años; la radiografía antero-posterior, realizada al tercer

mes postoperatorio, se utilizó como base para todas las comparaciones. Una radiografía en proyección axial, realizada al tercer mes, se utilizó, además, para valorar el grado de ajuste del vástago femoral.

Para el estudio radiográfico, se aplicó el método de análisis de Johnston y cols, 16 con modificaciones justificables por el propio diseño de los componentes. De esta forma, hemos realizado una serie de mediciones similares a las efectuadas por Callaghan y cols, 4 que fueron determinadas de la siguiente forma.

En el componente acetabular se trazó una línea horizontal que pasa por el borde inferior de ambas imágenes en gota de lágrima. El centro de la cabeza femoral fue calculado mediante una regla con círculos concéntricos. Después se trazó una línea vertical que pasa por el centro de la imagen en "U". A continuación se trazó una línea horizontal que, desde el centro de rotación, corta a la línea vertical anteriormente descrita. Una nueva línea, esta vez vertical, es trazada desde el centro de rotación hasta cortar la línea horizontal que pasa por el borde inferior de ambas imágenes en "U". Finalmente, se trazó una línea que desde el plano de apertura de la copa acetabular, cruza a la línea que pasa por el borde inferior de la imagen en "U". Con estas líneas y punto de referencia estudiamos los siguientes parámetros. En primer lugar la posición del componente acetabular, determinado por el ángulo de inclinación de la copa, es decir, el ángulo formado por la línea que pasa por el borde inferior de ambas imágenes en "U" y la línea del plano de apertura acetabular. Así, una variación en el ángulo de inclinación de 3° o más, lo consideramos indicativa de emigración del componente acetabular. Para valorar la emigración horizontal, se calculó la distancia "H", es decir la distancia entre la línea que va desde el centro de la cabeza femoral hasta cruzar la línea vertical, que pasa por el centro de la imagen en gota. Una variación de 3 mm. o más, se valoró calculando la distancia "V", o línea vertical entre el centro de la cabeza femoral y la línea horizontal que pasa por los bordes inferiores de la imagen en "U". Una variación de 3 mm., o

más también fue indicativa de emigración.

Los parámetros radiológicos cualitativos estudiados fueron la osteólisis y las líneas escleróticas.

La presencia de **líneas de radiolucencia u osteólisis** mayores de 1 mm., fueron anotadas, según las zonas de De Lee y Charnley⁶.

La presencia y distribución de **líneas de esclerosis**, definidas como líneas de incremento de densidad de al menos 3 mm., también fueron recogidas según las zonas de De Lee-Charnley⁶.

A nivel del componente femoral, se determinaron las zonas de Gruen en la Rx antero-posterior, estudiándose los siguientes parámetros: el **hundimiento del vástago femoral**, se determinó calculando la distancia entre la línea que pasa por el borde inferior del collarate del vástago y otra línea que se extiende por el punto más proximal del trocanter menor. Una variación de 5 mm. o más se consideró como vástago hundido.

El grado de **ajuste del vástago femoral**, se valoró en la Rx AP y axial en el primer control postoperatorio, siguiendo los criterios de Heeking y cols, 14 calificándose como: muy bueno, si el vástago toma contacto, en la Rx AP, en algún punto del hueso cortical, ya sea la cortical medial o lateral o en ambos puntos y, si en la Rx axial, el vástago se encontraba situado a menos de 2 mm. de distancia de la cortical en dos de tres puntos posibles de contacto; bueno si el vástago estaba situado a menos de 2 mm. de la cortical medial lateral y si en Rx axial, el vástago estaba situado a menos de 3 mm. de la cortical en 2 de 3 posibles puntos de contacto. Finalmente un vástago se calificó como un relleno insuficiente si en la Rx AP había más de 2 mm. de distancia entre el vástago y una de las corticales o si, en la Rx axial, el vástago estaba situado a más de 3 mm. de la cortical en 2 de 3 puntos de contacto.

Las **líneas escleróticas femorales** fueron definidas como un incremento en la densidad, de al menos 3 mm. de anchura, adyacente al vástago.

En cuanto a la **superficie porosa**, se anotó la presencia de partículas porosas separadas y el momento en la que se detectaron.

La **osteólisis femoral** fue apreciada como un área focal de pérdida de hueso endostal mayor de 1 mm. de anchura, adyacente al vástago.

En cuanto a la **superficie porosa**, se anotó la presencia de partículas porosas separadas y el momento en la que se detectaron.

La **osteólisis femoral** fue apreciada como un área focal de pérdida de hueso endostal mayor de 1 mm. de anchura, adyacente al componente femoral.

La **reabsorción del calcar femoral** se determinó en el caso de un festoneado mayor de 5 mm. en la zona correspondiente a la cortical medial del cuello femoral.

La **hipertrofia cortical diafisaria** fue arbitrariamente definida como un incremento de la cortical a nivel de la zona distal del vástago femoral.

La **esclerosis en "Pedestal" o tope medular** se valoró como un área de incremento de densidad de al menos 3 mm. de espesor, ocupando toda la anchura del canal medular y en situación distal a la punta del vástago femoral.

La **neoformación ósea endostal** (zonas de fusión), fue determinada como una neoformación ósea en situación endóstica de más de 10 mm. de longitud, en un área de contacto directo con la cubierta porosa.

Considerando estos parámetros, se establecieron los siguientes criterios radiológicos de estabilidad o inestabilidad: un acetábulo fue considerado estable cuando no había emigración o aparición de líneas escleróticas, o bien si las líneas radiolúcidas o escleróticas eran mínimas o inexistentes. Un acetábulo se consideró inestable, si el ángulo primario de inclinación variaba en más de 3 grados, si la emigración horizontal o vertical era superior a 3 mm. y si las líneas escleróticas se desarrollaban al menos en dos de tres zonas⁹.

En cuanto al componente femoral, un vástago fue considerado estable por osteointegración si se encontraban los siguientes criterios: no hundimiento, ausencia de líneas escleróticas reactivas básicamente en el área adyacente a la cubierta porosa y evidencia de neoformación en el final del hueso en contacto con la superficie porosa. El implante fue considerado inestable si había evidencia de emigra-

ción o hundimiento mayor de 5 mm., osteólisis progresiva femoral, líneas reactivas escleróticas globales, separación progresiva de la cubierta porosa, formación en "pedestal" así como hipertrofia cortical diafisaria⁹.

Para determinar si las variables como la edad, sexo, lado, diagnóstico y la escala clínica de D'Aubigné-Postel estaban relacionadas con la emigración del componente, o con el desarrollo de líneas escleróticas, se utilizó la "t" de Student y el test de Mann-Whitney para comparar dos muestras independientes; el análisis de la varianza, el test de comparación múltiple de Scheffe y el test no paramétrico de Kruskal Wallis se usó para comparar más de dos grupos independientes. El test de Pearson se utilizó para la asociación de variables cualitativas. Se tomó como nivel de significación $\pm < 0,05$.

Resultados

La valoración clínica media preoperatoria fue de 1,68 para el dolor, 2,17 para la marcha y 2,22 para la movilidad (Tabla 1). La puntuación media del dolor al primer año pasó a 5,42, por lo que la incidencia del dolor residual se presentó en el 10% de los pacientes. La distancia "H" postoperatoria fue de 33,4 mm. (máximo: 42 mm. y mínimo: 20 mm.) y la media de la distancia "H" al séptimo año fue de 33,3 mm. la media de la distancia "V" postoperatoria fue de 23 mm. (máximo: 32 mm. y mínimo: 14 mm.), siendo la media al séptimo año de 23,2 mm.

Existió una variación del ángulo de inclinación de más de 3° al séptimo año en 16 acetábulos (Tabla 2).

A nivel acetabular las lesiones osteolíticas, no aparecieron antes de los 3 años, con una prevalencia a los 7 años del 13.3% (7 casos).

Puntuaciones medias globales	Preop.	1 ^{er} año	3 ^{er} año	7 ^o año
dolor	1,68	5,42	5,45	5,62
marcha	2,17	5,02	5,37	5,70
movilidad	2,22	5,07	5,33	5,58

TABLA 1
Escala de puntuación clínica de D'Aubigné y Postel.
Puntuaciones medias globales.

Emigración	1 ^{er} año	3 ^{er} año	7 ^o año
índice acetabular	3 (5%)	7 (11,6%)	16 (26,6%)
emigración horizontal	0	2 (3,3%)	7 (11,6%)
emigración vertical	4 (6,6%)	8 (13,3%)	14 (23,3%)

TABLA 2
Número de acetábulos emigrados y porcentaje en los periodos evaluados.

Esclerosis Acetabular	Presentación Nº casos y (%)		
	Zona I	Zona II	Zona II
Intervalo			
1er año	4 (6,7%)	8(13,3%)	10(16,7%)
3er año	10 (16,7%)	15 (25%)	19 (31,7%)
7 ^o año	11 (18,3%)	16 (26,7%)	29 (48,3%)

TABLA 3
Prevalencia de líneas de esclerosis acetabular.

Las líneas escleróticas acetabulares se observaron frecuentemente y más en la zona III (Tabla 3).

Con el número de caderas disponibles, no se encontraron relaciones significativas entre la escala de valoración clínica, el sexo, lado, diagnóstico y la emigración acetabular. No obstante, se presentó una relación entre la osteólisis y la esclerosis acetabular, ya que aquellos pacientes que desarrollaron líneas escleróticas acetabulares en la zona III en el primer año, mostraron una mayor incidencia de osteólisis al séptimo año ($P < 0,006$).

De los 60 acetábulos, aplicando los criterios de estabilidad previamente definidos, la fijación se alcanzó en 44 pacientes, por lo que la tasa de supervivencia acumulada de Kaplan-Meier fue del 73% a los 7 años, considerando como fracaso la inestabilidad. De los 16 pacientes que no cumplieron los criterios de estabilidad, sólo se realizaron 10 recambios hasta la última evaluación realizada. Dos pacientes rehusaron una nueva intervención y 4 pacientes se encuentran en lista de espera para reintervención.

En el componente femoral, se registraron 5 casos de hundimiento del vástago en la evaluación final (8,3%). No hubo hundimiento en el primer año postoperatorio. Sin embargo, se registraron 3 casos de hundimiento al 3^{er} año.

El grado de ajuste en las radiografías AP y axial fue muy bueno en el 36,7%, bueno en el 40%, e insuficiente en el 23,3%.

Las líneas escleróticas femorales, aparecieron frecuentemente. Así, en el primer año se observaron en 12 pacientes (20%), al tercer año, en 14 nuevos casos (43,3%) y al séptimo año 16 casos más, por lo que la frecuencia global fue del 70%.

En cuanto a la separación de los poros, no se detectó en la evaluación postoperatoria, pero su número se incrementó en sucesivas evaluaciones, con una incidencia de 11 casos al primer año (18,3%), 21 casos al tercer año (35%), con una incidencia final de 58 casos (96,7%).

En cuanto a la osteólisis femoral, ésta se presentó globalmente en 19 casos (31,7%).

La reabsorción del calcar se observó en 14 casos (23,3%). Fue visible a partir del primer año.

La hipertrofia cortical se detectó por primera vez al tercer año postoperatorio en 7 pacientes (11,7%) y 2 casos más al séptimo, por lo que su prevalencia final fue de 9 casos (15%).

La formación de pedestal se presentó en 12 pacientes (20%).

En cuanto a la neoformación endostal, ésta se presentó en 39 casos (65%).

Aplicando los criterios definidos, la osteointegración del vástago se alcanzó en 38 pacientes, por lo que la tasa de supervivencia acumulada de Kaplan-Meier fue de 63% (38 pacientes), considerando como fracaso los casos de hundimiento y de ausencia de signos de osteointegración. Hasta la última evaluación realizada no se efectuó ningún recambio del vástago.

El análisis estadístico mostró una serie de relaciones significativas. Así, los pacientes que sufrieron un hundimiento del vástago desarrollaron más hipertrofia cortical femoral ($p < 0,001$). También los casos en que se registró un ajuste insuficiente desarrollaron más líneas escleróticas femorales ($p < 0,000$), más osteólisis femoral ($p < 0,001$) y más hipertrofia cortical distal ($p < 0,004$). No observamos una relación entre el grado de ajuste y el hundimiento del vástago ($p = 0,0076$). La osteólisis femoral se presentó con mayor frecuencia en los casos en los que se logró un ajuste insuficiente del vástago ($p < 0,000$).

Con respecto a las complicaciones, se presentaron tres infecciones superficiales que se resolvieron mediante tratamiento antibiótico y cuatro casos con trombosis venosa profunda. La osificación ectópica se produjo en 15 casos. Al finalizar el estudio 10 pacientes están pendientes de realizar un recambio, debido a inestabilidad de uno o ambos componentes.

Discusión

El propósito de nuestro estudio ha sido observar el comportamiento de este tipo de prótesis de cadera, a través de las variaciones observadas en la evolución clínica y radiográfica en los intervalos definidos, tratando de determinar qué factores pueden haber incidido de una forma favorable o desfavorable en el curso de dicha fijación.

Para la evolución del funcionamiento de la cadera, hemos escogido el método de gradación cifrada de D'Aubigné y Postel. Entre los factores relacionados con el implante y el hueso, hemos seleccionado y estudiado una serie de parámetros, representativo e indicativo de pérdida de fijación u osteointegración¹⁶.

En este sentido la primera observación importante fue la constatación de los buenos resultados clínicos obtenidos, que fueron buenos en el 90% de los pacientes en el periodo evaluado, comprobándose una mejoría del dolor y del estado funcional después de los tres meses postoperatorios, en comparación con las puntuaciones verificadas en el preoperatorio. Los buenos resultados clínicos contrastan ampliamente con los resultados radiográficos, donde se observó signos de pérdida de fijación del vástago en 22 pacientes y del acetábulo en 16 pacientes. Esto puede explicarse por la buena tolerancia de los pacientes a la fijación no cementada. La mejoría de estos tres parámetros clínicos se mantuvo hasta la última evaluación. Estos resultados son similares a los referidos por Heekin y cols¹⁴ y Xenos y cols³⁶.

En cuanto a la incidencia de dolor residual en el muslo, Callaghan y cols³ comunican una incidencia del 18% al primer año y un 16% al segundo año. En nuestro estudio la incidencia de dolor residual fue del 10% en el primer año y del 9% al tercer año, cifras similares a las comunicadas por Whiteside³⁴. Varias teorías tratan de explicar la etiología del dolor residual que aparecen después del implante de un vástago no cementado. Nosotros encontramos una relación entre este dolor y los casos que presentaron un ajuste insuficiente, observaciones similares a las comunicadas por Engh y cols⁸ y Whiteside³⁴. Sin embargo, para Skinner y Curling²⁹ un buen ajuste, no disminuye los mecanismos de remodelación ósea, y por tanto, no garantiza una completa eliminación del dolor residual.

Desde el punto de vista radiológico, el 26,6% de los acetábulos presentaron signos de pérdida de fijación. Estos resultados son similares a los de Fox y cols¹¹, con un 38% de aflojamiento a los seis años

y, a los de Vidal y cols³³, con una movilización del 25% a los cinco años. Una vez que la emigración fue detectada, ésta fue siempre progresiva y más rápida en casos de penetración intrapélvica. De los 16 pacientes que presentaron pérdida de fijación acetabular⁶, pacientes se encontraban asintomáticos en el momento de la detección del inestabilidad. Los casos de emigración precoz pueden ser explicados por un fracaso mecánico debido a una deficiente estabilidad inicial; al igual que otros autores^{7,14,18,31} con el número de caderas disponibles, no encontramos una relación con la edad, sexo, lado etiología o la posición del componente acetabular, determinado por las variaciones del índice o ángulo acetabular.

La prevalencia de lesiones líticas acetabulares fue de un 13%. Estas lesiones no se presentaron antes del tercer año y tuvieron un carácter progresivo, lo cual puede indicar que estas lesiones experimentarán un incremento con el tiempo. Para Tompkins y cols³¹ la osteólisis acetabular es un problema relacionado con los procesos biológicos secundario a las partículas de desgaste, y no parece que intervenga en la pérdida de fijación a corto plazo. Una conclusión similar puede desprenderse de nuestros resultados, donde no se estableció una relación estadística al comparar los casos de emigración precoz y la presencia de osteólisis en la última evaluación realizada.

Las líneas radiodensas acetabulares también se desarrollaron de forma progresiva con el tiempo, y fueron más frecuentes en la zona III. Estos casos se acompañaron de un mayor desarrollo de lesiones osteolíticas.

En nuestro estudio, la pérdida de fijación del componente acetabular en la evaluación final, estuvo en relación con el desarrollo y progresión de las líneas escleróticas y osteolíticas, las cuales constituyen un fenómeno que no está suficientemente aclarado. Además, su significación en los procesos de aflojamiento permanecen aún desconocidos^{19, 20, 21, 30}. No obstante, parece que están más en relación con una "micromovilidad" en la interfase, debido a la deformación elástica que induce el estrés de la carga sobre el acetábulo, favoreciendo de una forma más lenta el desgaste y el

proceso biológico de aflojamiento e inestabilidad a largo plazo. Por el contrario, los casos de inestabilidad del componente en los tres primeros años, es probable consecuencia del fracaso en la fijación mecánica o primaria o, de los mecanismos de fijación biológica u osteointegración. Este fracaso, provocaría una "macro-movilidad" del implante con emigración precoz del mismo.

En relación al componente femoral, 38 pacientes cumplieron los criterios radiográficos de vástago osteointegrado o estable.

Una serie de parámetros radiográficos fueron evaluados para determinar en qué grado y forma participaron en los procesos de osteointegración o en los de pérdida de fijación del vástago femoral, y cómo fue la relación entre ellos.

La atrofia ósea, que se produce con el vástago femoral, indirectamente determinada por la reabsorción del calcar femoral, fue visible desde el primer año, y se presentó en 14 pacientes (23%). Estas pérdidas óseas, no mostraron progresión o lo hicieron muy lentamente, por lo que estas lesiones no se relacionaron con el tiempo, resultados similares a los observados por Noble y cols²³. El análisis comparativo no mostró ninguna relación entre la atrofia ósea y los diferentes parámetros clínicos, a excepción del sexo, donde se pudo constatar signos radiológicos de mayor atrofia ósea en la mujer que en el hombre, datos que también han sido observados por Noble y cols²³ y Engh y cols⁸. En general los procesos de transferencia de estrés no constituyeron un problema clínico.

Un hecho importante observado fue la relación existente entre los resultados clínicos obtenidos y la fijación ósea alcanzada, valorado fundamentalmente por la presencia de zonas de condensación endóstica adyacente a la cubierta porosa. La presencia de estas zonas siempre se comportó como un signo de calidad de fijación. Hemos podido comprobar que los pacientes en los que no se observó las zonas de condensación, tuvieron una mayor tendencia al hundimiento del vástago. En este sentido, Rorabeck y cols²⁵ encuentran una relación entre la fijación ósea y la mejora de los resultados obtenidos.

El ajuste del vástago fue muy bueno o bueno en el 67% de los pacientes. Este parámetro fue crucial en la predicción de pérdida de fijación ya que, los casos con un ajuste insuficiente mostraron una mayor tendencia al desarrollo de líneas escleróticas y osteolíticas. Por tanto, el ajuste y el relleno deben estar más en relación con los procesos de remodelación ósea y pérdida de fijación a medio y largo plazo, que como un factor implicado en el fracaso mecánico a corto plazo. Esto parece coincidir con lo comunicado por otros autores^{7,23,34,35}.

Un signo asociado a pérdida progresiva de fijación fue la presencia de líneas reactivas escleróticas femorales. Heekin y cols¹⁴ sobre 100 artroplastias de recubrimiento poroso encuentra a los siete años un 52% de las caderas, presentando estas líneas. De acuerdo con los criterios de estabilidad, descritos por Engh y cols⁸ la formación de estas líneas son sugestivas de pérdida de fijación. Para nosotros, el análisis de este fenómeno reactivo fue contradictorio. Así, su presentación fue frecuente en pacientes que presentaron ajuste insuficiente, osteólisis, así como, hipertrofia cortical diafisaria. Pero, por otro lado, también se desarrollaron estas líneas en presencia de signos radiológicos positivos en cuanto a la estabilidad del implante, como en los casos de zonas de fusión endostal. Por tanto, el desarrollo de líneas escleróticas, en zonas no adyacentes a la cubierta porosa, pueden ser observadas también en vástagos integrados, debido a la micromovilidad generada por la diferencia en el módulo de elasticidad entre implante y hueso. Por consiguiente, la consideración de las líneas escleróticas medulares, como parámetro de pérdida de fijación, debe ser tomada en reserva y valorada junto a otros factores.

La osteólisis femoral siempre se presentó en casos asociados a la pérdida de fijación. Tanzer y cols³⁰ encuentra que la osteólisis femoral es más severa cuando se presentan signos de inestabilidad de los componentes. Hemos observado un mayor desarrollo de osteólisis en los pacientes que presentaron un ajuste insuficiente del vástago, lo cual parece apoyar el principio de "acceso y transporte preferencial vía interfase no coaptada"^{21,17,30}.

La hipertrofia cortical se presentó con una frecuencia del 15% a los 7 años, cifra similar al 16% obtenido por Heekin y cols¹⁴. Este signo radiológico se asoció siempre a pérdida de fijación, ya que, se presentó en los casos con hundimiento del vástago y aquéllos con un ajuste insuficiente. La existencia de una relación entre la hipertrofia cortical, el hundimiento del vástago y el desarrollo de líneas escleróticas, sugiere una pérdida de fijación debido a un mecanismo de carga axial. En nuestro estudio, parece menos probable que la hipertrofia cortical pueda ser causada por estimulación del endosito, debido a una micromovilidad del implante, como consecuencia de un ajuste insuficiente.

Conclusiones

1. Los resultados clínicos contrastan con unos resultados radiológicos desfavorables, mostrando una pérdida de fijación del componente acetabular en el 26% y del componente femoral en el 37% de los pacientes. El escaso número de recambios realizados en relación a la pérdida de fijación observada, sólo puede explicarse por la buena tolerancia clínica a la pérdida de fijación observada, por lo que fue preciso constatar una gran inestabilidad de los componentes en los casos de cirugía de revisión.
2. Los factores radiológicos implicados en la pérdida de fijación del componente acetabular in-

cluyó el desarrollo de líneas escleróticas y líneas de osteólisis y, a nivel del componente femoral, el grado de ajuste, la separación de partículas porosas, el desarrollo de líneas escleróticas y osteolíticas y la hipertrofia cortical femoral distal.

3. Finalmente, nuestro estudio indica que en los próximos años se producirá un incremento progresivo del número de pacientes que presentarán signos de aflojamiento de ambos componentes, y que por tanto, precisarán cirugía de revisión, por lo que será preciso mejorar el diseño y la técnica de implantación, para obtener unos mejores resultados.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bobyn JD, Jacobs JJ, Tanzer M, Urban RM, Aribindi R, Sumner DR, Turner TM, Brooks CE: The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris. *Clin Orthop*, 311: 21-39, 1995.
2. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE: Producing and avoiding stress shielding: Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 274: 79-96, 1992.
3. Callaghan JJ, Dysart SH, Savoie CG: The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 70: 337-346, 1988.
4. Callaghan JJ, Heekin RD, Savoie CG, Dysart SH, Hopkinson WJ: Evaluation of the learning curve associated with uncemented primary porous-coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 282: 132-144, 1992.
5. Carter DR, Vasu R, Harris WH: Periacetabular stress distributions after joint replacement with subchondral bone retention. *Acta Orthop Scand*, 54: 29, 1983.
6. De Lee JG, Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop*, 121:20-32, 1976.
7. Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Z: Failure mechanisms of anatomic porous replacement I cementless total hip replacement. *Clin Orthop*, 334: 157-167, 1997.
8. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH: Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg*, 69B: 45-55, 1987.
9. Engh CA, Massin P, Suthers KE: Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral component. *Clin Orthop*, 257:107-128, 1990.
10. Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH: Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop*, 285:13-29, 1992.
11. Fox GM, McBeath AA, Heineer JP: Hip replacement with a threaded acetabular cup. *J Bone joint Surg*, 76A: 195-201, 1994.
12. Gotees DD, Smith EJ, Harris WH: The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacements: A retrospective matched-pair series. *J Bone Joint Surg*, 76^a: 1121-1129, 1994.
13. Hardinge K: The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg*, 64B: 17-19, 1982.
14. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savoie CG, Xenos JS: The porouscoate anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. *J Bone Joint Surg*, 75A: 77-91, 1993.
15. Hukkanen M, Corbett SA, Platts LAM, Kontinen YT, Santavirta S, Hughes SPF, Polak JM: Nitric Oxide in the local host reaction to total hip replacement. *Clin Orthop and Relat. Reseach*, 352: 53-65, 1998.
16. Johnston RC, Moines D, Fitzgerald RH Jr, Harris WH, Poss R, Müller ME, Sledge CB: Clinical and Radiographic evaluation of total hip replacement. *J Bone Joint Surg*, 72A: 161-168, 1990.
17. Kim Y-H, Kim VEM: Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg*, 72B: 6-13, 1993.
18. Malchau H, Herberts P, Wang YX, Kärrholm J, Romanus B: Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prótesis. *J Bone Joint Surg*, 78B: 884-891, 1996.
19. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, Galante JO, Callaghan JJ: Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral componets. *J Bone Joint Surg*, 72A: 1025-1034, 1990.
20. Maloney WJ, Peters P, Engh CA, Chandler H: Severe osteolysis of the pelvis in association with acetabular replacement without cement. *J Bone Joint Surg*, 75A: 1627-1635, 1993.
21. Maloney WJ, Smith RL, Castro F, Schurman DJ: Fibroblast response to metallic debris in vitro: enzyme induction, cell proliferation, and toxicity. *J Bone Joint Surg*, 75A: 835-844, 1993.
22. Merle D'Aubigné R, Postel M: Functional results of hip arthroplasty with acrylic prótesis. *J Bone Joint Surg*, 36A: 451-475, 1954.
23. Noble PC, Davis RW, Nalty TJ, Landon GC, Tullos HS: The rhyme and reason of stress-shielding in cementless hip replacement. A Scientific Exhibit at the AAOOS Meeting. New Orleans. Louisiana. Febrero 1990.

24. Ralston SH, Todd D, Helfrich M, Benjamín N, Grabowski PS: Human osteoblast-like cells produce nitric oxide and express inducible nitric oxide synthase. *Endocrinology*, 135: 330-336, 1994.
25. Rorabeck CH, Bourne RB, Devane P, Veale GA: Cementless fixation of the femur: Pros and cons: Instructional Course Lectures, Academy of Orthopaedic Surgeons, volume 43, chap 32, p 329, 1994.
26. Schimmel JW, Huiskes R: Primary fit of the Lord cementless total hip. A geometric study in cadavers. *Acta Orthop Scand*, 59: 638-642, 1988.
27. Shanbhag AS, Jacobs JJ, Black J, Galante JO: Pro-and anti-inflammatory mechators secreted by cells of interfacial membranes from revision total hip replacements. *Trans Orthop Res Soc*, 18:517, 1993.
28. Shanbhag AS, Jacobs JJ, Glant TT, Gilbert JL, Black J, Galante JO: Composition and morphology of wear debris y failed uncemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 76B: 60-67, 1994.
29. Skinner HB, Curling FJ: Decrease pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopaedic*, 13: 1223-1228, 1990.
30. Tanzer M, Maloney WJ, Jasty M, Harris WH: The progresión of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg*, 74A: 404-410, 1992.
31. Tompkins GS, Jacobs JJ, Kull LR, Rosemberg AG, Galante JO: Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. *J Bone Joint Surg*, 79A: 169-176, 1997.
32. Vasu R, Carter DR, Harris WH: Stress distributions in the acetabular region before and after total joint replacement. *J Biomech*, 15: 155, 1982.
33. Vidal C, Vaquero J: Resultados clínicos y radiológicos a los 5 años de una serie consecutiva de 71 vástagos porosos no cementados de cadera (AML). *Rev Ortop Traumatol*, 40: 431-436, 1996.
34. Whiteside LA: The effect of steem fit on bone hipertrophy and pain relief in cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 247: 138-147, 1989.
35. Whiteside LA, Amador BS, Rusell K: The effects of collar on total hip femoral component subsidence. *Clin Orthop*, 231: 120, 1988.
36. Xenos JS, Hopkinson WJ, Callaghan JJ, Heekin RD, Savory CG: Osteolysis around an uncemented cobalt chrome total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 317: 29-36, 1995.