

Rotura de vástago femoral de prótesis total de cadera enteramente recubierta de hidroxiapatita. Presentación de tres casos

Femoral component failure of a total hip arthroplasty with fully coated hidroxiapatite. Presentation of three cases

D. BONETE LLUCH, MC. PULIDO HIGUERAS, C. MAROÑAS ABUELO, JM. GUINOT TORMO, J. PARDO MONTANER
SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. HOSPITAL UNIVERSITARIO LA FE DE VALENCIA.

Resumen. Presentamos la descripción de tres casos de rotura de vástago femoral de una prótesis total de cadera enteramente recubierta de hidroxiapatita (Furlong, JRI limited, London), sin antecedente traumático. En dos paciente el tiempo de evolución fue de 7 años tras el implante primario, y en un caso la rotura del vástago se produjo a los 5 años. El fallo del implante se produjo en todos los casos a nivel de la zona de transición metafiso-diafisaria-infundibulo-. La osteointegración del implante en la porción distal del vástago, favorecida por el recubrimiento de hidroxiapatita produce una transmisión anómala de cargas a nivel de la unión metafiso-diafisaria y aumenta el riesgo de fallo del material en los casos descritos.

Summary. We are describing 3 cases of femoral component failure of a total hip arthroplasty with fully coated hidroxiapatite (Furlong, JRI limited, London), without any traumatic event. The follow-up before failure was 7 and 5 years. The fracture of femoral stem was always just distal to the metaphisal cone. The ingrowth of the distal portion of the femoral component increased by hidrixiapatite causes abnormal transmission of biomechanical forces in the metafiso-diafisal union increasing the risk of material failure.

Correspondencia:
Celia Maroñas Abuelo.
Servicio de COT.
Hospital Universitario La Fe
Avd. Campanar 21.
46009 Valencia.
cmaronas@hotmail.com

Introducción. Mientras que la fractura del componente femoral de la prótesis total de cadera cementada es una complicación poco frecuente pero documentada (1), con una incidencia que varía de 0.23% a 10.7% (1,2), la fractura del vástago femoral de las prótesis no cementadas es una complicación de reciente aparición con pocos casos descritos en la literatura médica.

Presentamos tres casos de rotura del componente femoral JRI Furlong (Joint Replacement Instrumentation Ltd. Or Furlong THR, London UK), una prótesis de titanio que se caracteriza porque su vástago

está enteramente recubierto de hidroxiapatita (HA) de una pureza del 96% y con un poro de 150 micras. El vástago consta de tres partes. Una zona proximal de forma rectangular con un ala lateral para mejorar el anclaje proximal y evitar las rotaciones, una zona intermedia de forma cónica distal para obtener una estabilidad mecánica y una zona distal cilíndrica. El fabricante aconseja fresar el canal y labrar el lecho para la prótesis con el mismo número del vástago a implantar. La prótesis definitiva está sobredimensionada 2 mm respecto a las fresas.



Figura 1. Imagen radiográfica correspondiente al caso 1 en la que se aprecia la rotura del implante femoral a nivel de la unión metafiso-diafisaria, así como un área de osteólisis alrededor de la zona metafisaria.



Figura 2. Imagen radiográfica tras la cirugía de revisión en la que se recambió el vástago femoral por uno de mayor tamaño del mismo diseño tras extraer el vástago fracturado mediante una ventana ósea, la cual se repuso mediante cerclajes óseos.



Figura 3. Radiografía correspondiente al segundo caso en la que se observa el fallo del vástago femoral a nivel de la transición de la sección cónica a la cilíndrica.

Caso 1. Mujer de 77 años, 74 Kg. de peso y 160 cm de altura intervenida por coxartrosis primaria izquierda mediante artroplastia total de cadera en octubre de 1997. Se implantó una prótesis tipo Furlong con vástago femoral del nº 9, cotilo del número 44 y cabeza de cromo-cobalto de 28 mm. de diámetro con cuello medio. Siete años después y de forma súbita presentó dolor en el miembro inferior izquierdo por lo que se realizó una radiografía que mostró una fractura del vástago femoral a nivel de la unión diáfiso-metáfisaria y signos de osteólisis proximal (Fig. 1).

En junio de 2004 se reintervino para extraer el vástago roto y sustituirlo por otro de igual diseño pero de mayor tamaño (nº 10) (Fig. 2).

Caso 2. Varón de 60 años, 85 Kg. de peso y 177 cm de altura intervenido por coxartrosis izquierda secundaria a necrosis avascular de la cabeza femoral mediante artroplastia total de cadera en febrero de 1997. Se utilizó una prótesis tipo Furlong con vástago femoral del nº 9, cotilo del número 50 y cabeza de cromo-cobalto de

28 mm. de diámetro con cuello medio. En Septiembre de 2004 y de forma súbita presentó dolor en el miembro inferior izquierdo por lo que se realizó una radiografía que mostró una fractura del vástago femoral a nivel de la unión diáfiso-metáfisaria, infundíbulo y signos de osteólisis proximal (Fig. 3).

En octubre de 2004 se realizó el recambio del vástago femoral utilizando el mismo diseño pero aumentando el tamaño (nº 10) (Fig. 4).

Caso 3. Varón de 65 años, 84 Kg. de peso y 175 cm de altura, que presentó como único antecedente de interés una hepatitis C. En febrero de 1999 es intervenido por coxartrosis primaria derecha mediante artroplastia total de cadera. Se implantó una prótesis tipo Furlong, con vástago femoral del nº 9, cotilo del número 50 y cabeza de cromo cobalto de 28 mm. de diámetro con cuello largo. Estaba asintomático pero en un control radiográfico de rutina a los cinco años presentó rotura del vástago femoral a nivel de la unión diáfiso-metáfisaria asociada a signos de aflojamiento



Figura 4. Imagen radiográfica después del recambio en el que se utilizó un vástago del mismo diseño, con un número mayor. Se aprecia la ventana ósea realizada distal al punto de rotura para la extracción del vástago.



Figura 5. La radiografía, correspondiente al caso número 3, muestra la fractura del componente femoral protésico a nivel de la unión metafiso-diafisaria asociada a una osteolisis de la parte proximal.

de la prótesis a nivel proximal (Fig. 5)

En Julio de 2003 se procedió al recambio del componente femoral utilizando un vástago tipo Helios (metáfisis del número 40, diáfisis con un tamaño de 10 por 160 y cabeza de cerámica de 28 mm. de diámetro). También se recambió el polietileno, pero no el cotilo (Figs 6 y 7).

La vía de abordaje realizada para el recambio en todos los casos fue la utilizada en la primera intervención, la anteroexterna de Watson –Jones. En los tres casos el componente proximal del vástago femoral se extrajo fácilmente al presentar osteolisis. El segmento distal de la prótesis se extrajo creando una ventana ósea distal a la punta del vástago y empujándolo retrógradamente tras separarlo del hueso mediante escoplo.

Discusión. Inicialmente, el fallo y rotura de los implantes femorales en las prótesis totales de cadera se relacionaba con el material, el diseño de la prótesis y el tipo de cementado (1). Con la mejora de los materiales y de las técnicas quirúrgicas disminuyó la tasa de fallos, y con la introducción de los implantes no cementados se eliminó prácticamente la incidencia de roturas (3). Sin embargo, en los últimos tres años se han comunicado varios casos de rotura de implantes no cementados completamente recubiertos de hidroxiapatita (4,5)

Los implantes no cementados tienen muy buenos resultados según queda reflejado en distintos trabajos publicados (6-9). Estos resultados mejoraron, especialmente en cuanto a la fijación del implante, gracias a la introducción de la hidroxiapatita para el recubrimiento de los implantes, un material osteoconductor que favorece la osteointegración de los componentes (10,11).

Se han descrito excelentes resultados con el empleo del vástago Furlong (12-15). En nuestra serie de 180 casos con una evolución de 14 años hemos registrado tres casos de rotura del componente femoral a nivel de la unión metafiso-diafisaria. De los tres casos uno falló a los cinco años y los otros dos a los siete, en ningún caso con antecedente traumático. Pensamos que podrían existir dos explicaciones desde el punto de vista biomecánico para la rotura de los vástagos. Una posible causa sería la falta de osteointegración de la zona metafisaria que asociada a una osteolisis precoz en la parte proximal somete a estrés la zona de transición metafiso-diafisaria; y la otra sería la colocación de un implante en un fémur con una morfología

gía en “copa de champán”, en los cuales la zona proximal metafisaria es excesivamente ancha en relación al canal diafisario lo que obliga a usar un implante acorde con la diáfisis, con la consiguiente discordancia entre el tamaño metafisario de la prótesis y el tamaño metafisario del fémur, no quedando un ajuste adecuado; lo que favorece la osteointegración de la parte distal y no de la proximal, en ninguno de los casos descritos hemos observado una morfología en “copa de champán”. Estas dos causas llevan a una alteración en la transmisión de fuerzas de la zona proximal a la distal que promueve la rotura en la unión metafisodiafisaria al ser esta un punto de máximo estrés mecánico. Pensamos que cuanto menor es el tamaño del implante, mayor es la probabilidad de sobrecarga mecánica en este punto débil, especialmente si existen los factores de riesgo antes expuestos.

En nuestros casos pensamos se ha producido una osteointegración de la diáfisis, y no de la metafisis. En ello lógicamente ha influido que la hidroxiapatita ha favorecido la osteointegración en la diáfisis. Cualquier técnica o diseño del implante que pretenda asegurar un anclaje diafisario por fresado menor o con hidroxiapatita aumentará la fijación diafisaria con empeoramiento del anclaje metafisario con posible stress-shielding y osteolisis proximal. Debido a la osteointegración de las prótesis que se apreció en las primeras radiografías y por el tiempo transcurrido hasta la rotura, nos hace pensar que en nuestros casos existió un proceso progresivo de osteolisis en la zona metafisaria que produjo un aflojamiento proximal con rotura del implante en la zona de transición metafisodiafisaria, donde termina la osteolisis, ya que la zona diafisaria permanece integrada. La utilización de los implantes más pequeños puede favorecer la rotura del material.

En conclusión, la utilización de implantes totalmente recubiertos de hidroxiapatita tiene excelentes resultados siempre que no existan factores de riesgo que favorezcan el aflojamiento o la falta de osteointegración de la zona proximal.



Figura 6. Radiografía tras el recambio en el que se sustituyó el vástago roto por uno de revisión mediante una ventana ósea.



Figura 7. Imagen del vástago femoral roto extraído. La superficie de fractura del vástago muestra deformación y pérdida de material consecuencia de la fatiga del implante.

Bibliografía

1. **Charnley J.** Fracture of femoral prostheses in total hip replacement. A clinical study. *Clin Orthop* 1975; 11:105-20.
2. **Martens M, Aernoudt E, DeMeester P, et al.** Factors in the mechanical failure of the femoral component in total hip prosthesis. *Acta Orthop* 1974; 45:693-8.
3. **Gilbert J L, Buckley C A, Jacobs J A, et al.** Intergranular corrosion-fatigue failure of cobalt-alloy femoral stems. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B:534-47.
4. **Sharma D K, Brooks S, Creasey S, Lewis B.** Fracture of fully hydroxyapatite-coated titanium femoral stem of a femoral hip replacement- a report of three cases. *Acta Orthop Scand* 2004; 75:768-71.
5. **Morgan-Hough C V J, Tavakkolizadeh A, Purkayastha S.** Fatigue failure of the femoral component of a cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004; 19:658-60.
6. **Little BS, Wixson RL, Stulberg SD.** Total hip arthroplasty with the porous-coated anatomic hip prosthesis results at 11 to 18 years. *J Arthroplasty* 2006; 21:338-43.
7. **Butler JB, Lansky D, Duwelius PJ.** Prospective evaluation of total hip arthroplasty with a cementless, anatomically designed, porous-coated femoral implant: mean 11-year follow-up. *J Arthroplasty* 2005; 20:709-16.
8. **Xenos JS, Callaghan JJ, Heekin RD, Hopkinson WJ, Savory CG, Moore MS.** The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg* 1999; 81A:74-82.
9. **Jacobsen S, Jensen FK, Poulsen K, Sturup J, Retpen JB.** Good performance of a titanium femoral component in cementless hip arthroplasty in younger patients: 97 arthroplasties followed for 5-11 years. *Acta Orthop Scand* 2003; 74:375-9.
10. **Rokkum M, Reigstad A, Johansson CB, Albrektsson T.** Tissue reactions adjacent to well-fixed hydroxyapatite-coated acetabular cups. Histopathology of ten specimens retrieved at reoperation after 0.3 to 5.8 years. *J Bone Joint Surg* 2003; 85B:440-7.
11. **Karabatsos B, Myerthall SL, Fornasier VL, Binnington A, Maistrelli GL.** Osseointegration of hydroxyapatite porous-coated femoral implants in a canine model. *Clin Orthop* 2001; 392:442-9.
12. **Shetty AA, Slack R, Tindall A, James KD, Rand C.** Results of a hydroxyapatite-coated (Furlong) total hip replacement: a 13- to 15-year follow-up. *J Bone Joint Surg* 2005; 87B:1050-4.
13. **Robertson A, Lavalette D, Morgan S, Angus PD.** The hydroxyapatite-coated JRI-furlong hip. Outcome in patients under the age of 55 years. *J Bone Joint Surg* 2005; 87B:12-5.
14. **Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT.** Ten-year results with hydroxyapatite-coated total hip femoral components in patients less than fifty years old. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg* 2003; 85A:885-9.
15. **Oosterbos CJ, Rahmy AI, Tonino AJ, Witpeerd W.** High survival rate of hydroxyapatite-coated hip prostheses: 100 consecutive hips followed for 10 years. *Acta Orthop Scand* 2004; 75:127-33.
16. **Kim YH, Kim JS, Oh SH, Kim JM.** Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. *J Bone Joint Surg* 2003; 85A:1682-8.
17. **Bhamra MS, Rao GS, Robson MJ.** Hydroxyapatite-coated hip prostheses: difficulties with revision in 4 cases. *Acta Orthop Scand* 1996; 67:49-52.