

## Caso clínico

## Tres roturas sucesivas de los vástagos protésicos de cadera implantados en una paciente

Gómez-Robledo J\*

Hospital Sierrallana, Torrelavega, España

**RESUMEN.** Se presenta el caso clínico de una paciente de 80 años que sufrió tres roturas de vástagos protésicos no cementados implantados en su cadera derecha en un período de tres años. Una rotura ocurrió en el cuello protésico y las otras dos en la unión de la porción cónica y cilíndrica del vástago, coincidiendo con la zona metafisario-diafisaria del fémur. La causas principales del fallo han sido un incremento de la concentración de fuerzas a nivel del implante como consecuencia del aumento de la longitud del cuello y de la lateralización femoral (*offset*). Se analizan otras causas que han podido contribuir a dicho fallo protésico.

**Palabras clave:** Prótesis, cadera, vástago, falla, hidroxiapatita.

**ABSTRACT.** The clinical case of an 80-year-old female who suffered three fractures in uncemented stems implanted in her right hip in a period of three years is presented. A fracture occurred in the prosthetic neck and the other two at the juncture of the conical and cylindrical stem portion, coinciding with the metaphyseal-diaphyseal junction of the femur. The main causes of the failure were an increasing concentration of forces at the level of the implant as a consequence of the increased length of the neck and lateralization of the femur (*offset*). Other causes that have contributed to this prosthetic failure are analyzed.

**Key words:** Replacement, hip, femoral stem, failure, hydroxyapatite.

### Introducción

La rotura del vástago femoral de las prótesis de cadera no cementadas es una complicación de reciente aparición, con pocos casos descritos en la literatura médica.<sup>1,2</sup> En particular, han sido reportadas algunas roturas en cirugías primarias de cadera usando vástagos femorales de titanio recubiertos enteramente de hidroxiapatita, como el modelo Furlong®. El sobrepeso de los pacientes y la utilización de tallas pequeñas (números 9 y 10) han sido dos de los principales factores condicionantes del fallo.<sup>3</sup> Al momento, no se han descrito roturas de este modelo de prótesis en cirugías de recambio, por lo que se realiza una revisión de los fac-

tores principales y secundarios que han podido contribuir a dicho fallo.

### Presentación del caso

Paciente que a la edad de 65 años fue intervenida quirúrgicamente de una coxartrosis derecha. Se implantó por una vía transglútea una artroplastía total de cadera no cementada fabricada por Smith & Nephew®, Memphis, Tennessee (cotilo Reflection con polietileno, vástago Optifix plus y cabeza de 28 mm de cerámica de cuello largo).

Como antecedentes patológicos de interés, la mujer presentaba una estenosis aórtica severa, HTA esencial, dislipidemia y se había intervenido quirúrgicamente de una catarata del ojo derecho y de un *hallux valgus* del pie derecho. Un año después de la cirugía protésica de cadera, precisó la sustitución de la válvula aórtica por una válvula biológica, por lo que requirió anticoagulación continuada con acenocumarol.

A los 8 años de la cirugía, la paciente comenzó con un dolor en el muslo derecho; mediante un estudio radiológico y gammagráfico se descartó la movilización protésica y se atribuyó la clínica a un posible canal lumbar estrecho producido por una espondiloartrosis lumbar avanzada. Además,

\* Traumatólogo y Cirujano Ortopédico, Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Sierrallana, Torrelavega, España.

*Dirección para correspondencia:*  
Dr. Jaime Gómez Robledo  
Calle Santander, Núm. 4-2ºB,  
CP 39300, Torrelavega, España.  
E-mail: jgrobledo@ono.com

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>

en la citada fecha, fue diagnosticada de una coxartrosis izquierda poco sintomática; en cuanto al dolor, se le recomendó la toma de analgésicos.

A los 76 años de edad, la mujer seguía refiriendo un dolor progresivo de características mecánicas en la extremidad inferior derecha, el cual se iniciaba en el trocánter mayor y se irradiaba a la cara lateral del muslo. El estudio radiológico de la cadera derecha evidenció un desgaste del polietileno y una osteolisis localizada en la zona del trocánter mayor. Dicho dolor empeoró de forma intensa en los seis meses posteriores, por lo que se decidió una revisión quirúrgica al encontrar en las nuevas radiografías una fractura de la punta del trocánter mayor junto a un aumento de la excentricidad de la cabeza femoral (*Figura 1A*).

En la fecha del primer recambio, la paciente tenía 77 años, pesaba 82 kilos y su talla era de 1.70 metros. Se siguió la misma vía de abordaje que en la cirugía previa. La cúpula acetabular presentaba un buen anclaje al igual que el vástago femoral, donde existía la enfermedad de las partículas en el área metafisaria. Se realizó un recambio del inserto de polietileno, cerclaje alámbrico para la fractura del trocánter mayor y sustitución de la cabeza de cerámica por otra metálica. Para aumentar la estabilidad de la prótesis, se incrementó la longitud del cuello, sin variación del *offset*, usando un sistema de adaptador de cabeza BioBall® 3XL (+ 14 mm) (*Figura 1B*). La evolución de la mujer respecto a la cadera operada fue satisfactoria, aunque fue empeorando progresivamente el dolor de la cadera contralateral.

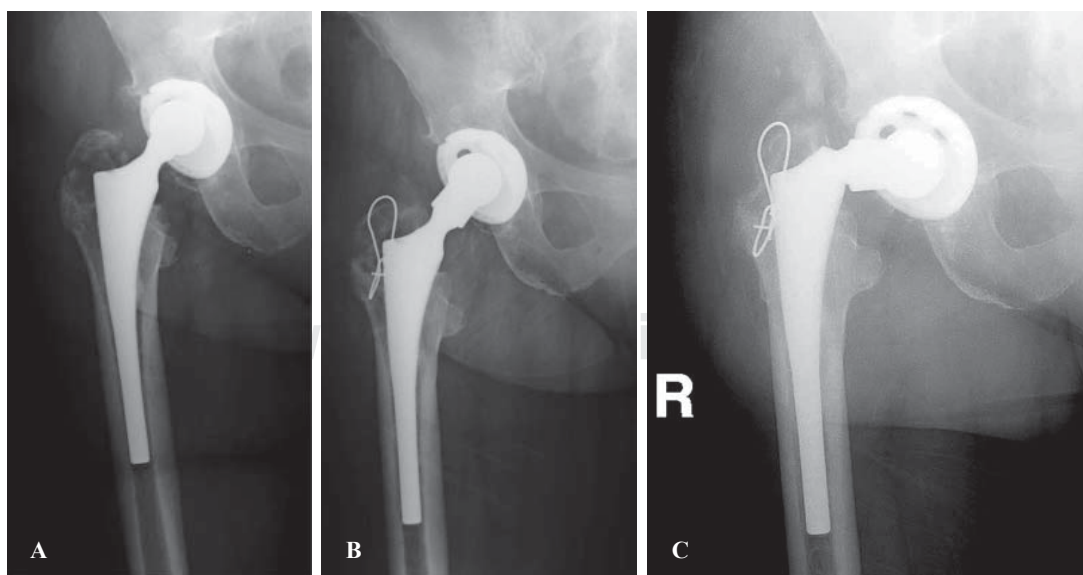
A los 20 meses de la segunda intervención quirúrgica, la paciente acudió a urgencias tras notar un fallo y chasquido en la cadera derecha mientras caminaba, seguido de dolor e impotencia funcional inmediatos en dicha articulación. El estudio radiológico evidenció una rotura del vástago femoral a nivel del cuello en la zona de menor diámetro (*Figura 1C*).

En el nuevo estudio preoperatorio para la segunda cirugía de recambio, la mujer había ganado cuatro kilos con relación a la anterior intervención, pero seguía manteniendo sus enfermedades crónicas controladas. La nueva cirugía consistió en la extracción del vástago roto, que al encontrarse integrado, precisó de la realización de una osteotomía para abrir una ventana ósea. En la zona metafisaria se encontró un defecto óseo anterolateral; se implantó un vástago modular Securus® fabricado por JRI Orthopaedics en Sheffield, England, de tamaño diafisario 15 x 250 mm y un cuerpo metafisario extendido A (+ 5 mm). Se colocaron cerclajes alámbricos en la osteotomía y se añadió aloinjerto óseo crioconservado mezclado con matriz ósea desmineralizada en el área metafisaria. La paciente estuvo en descarga con la extremidad intervenida durante cinco semanas; posteriormente, comenzó la deambulaci3n con bastones. Los sucesivos controles radiol3gicos fueron satisfactorios (*Figura 2A*).

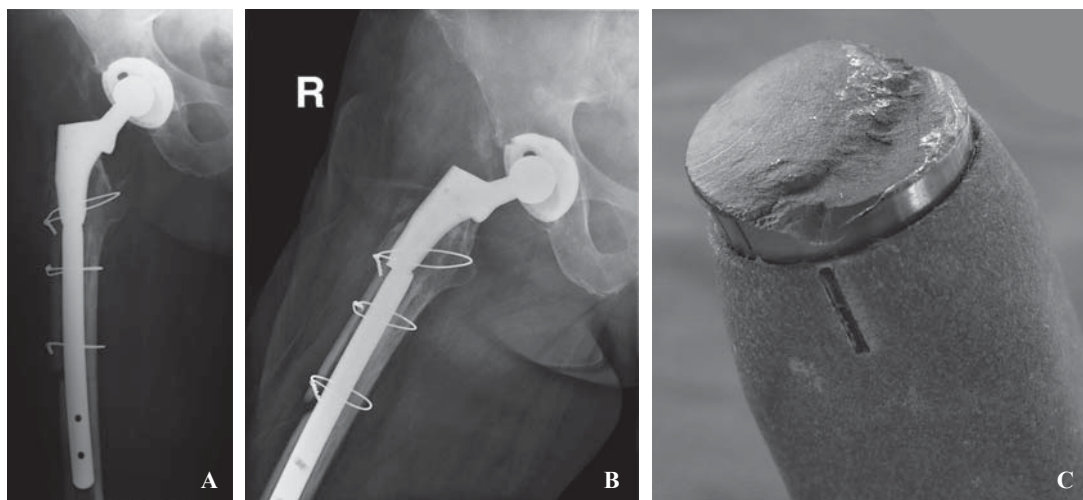
Cuatro meses y medio más tarde, la paciente fue intervenida de la coxartrosis izquierda, implantándose una artroplastía total no cementada con un cotilo Trilogy® IT y vástago M/L Taper fabricados por Zimmer® (Warsaw, Indiana, USA).

A los 10 meses de la segunda cirugía de recambio en la cadera derecha, la mujer reingresó tras notar un dolor brusco sin traumatismo en la extremidad inferior derecha, con imposibilidad para la deambulaci3n. El estudio radiológico evidenció una nueva rotura del vástago de la prótesis inmediatamente inferior a la uni3n del cuerpo metafisario con el diafisario, sin objetivarse integraci3n ósea de la osteotomía (*Figura 2B*). No se encontraron alteraciones en la analítica, incluida la PCR, que era 1.3 mg/l.

Intraoperatoriamente, se objetivó la falta de integraci3n ósea del cuerpo proximal protésico con una buena inte-



**Figura 1.** **A)** Artroplastía primaria con osteolisis metafisaria, fractura del trocánter mayor y desgaste del polietileno. **B)** Estudio radiológico tras el primer recambio. Sustituci3n del polietileno, cerclaje del trocánter mayor y aumento de la longitud del cuello. **C)** Rx. de la primera rotura del vástago a nivel del cuello.



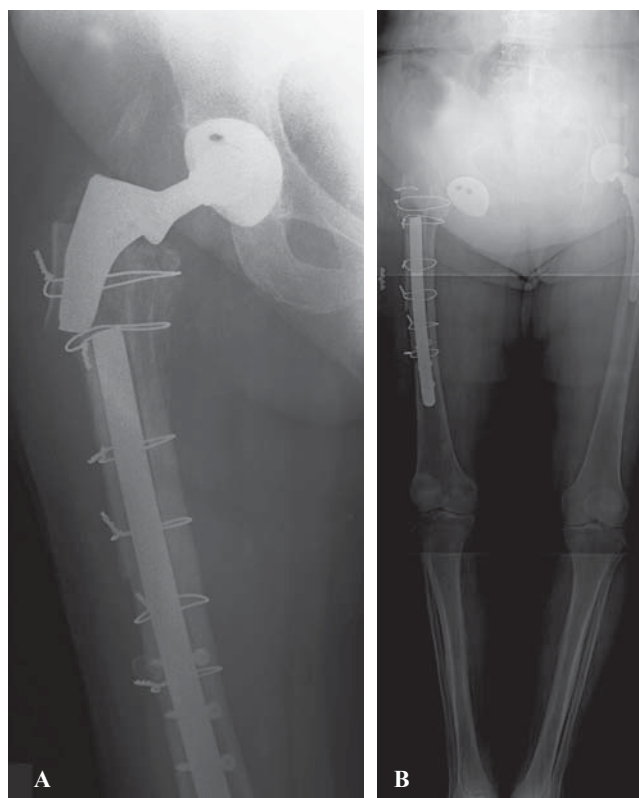
**Figura 2.** A) Evolución radiológica favorable a las ocho semanas del segundo recambio de vástago. B) Imagen radiológica de la segunda rotura del vástago de recambio en la unión cono-diáfisis. C) Fotografía del vástago roto que muestra dos áreas bien definidas.

gración del vástago distal, por lo que se precisó ampliar la ventana ósea previa para extraer la porción cilíndrica del vástago. Los cultivos de las muestras intraoperatorias óseas y de partes blandas tomados del área metafisaria fueron negativos.

El aspecto macroscópico de la superficie de rotura de la prótesis mostraba dos áreas claramente diferenciadas, con una zona de transición entre ellas; había un área que ocupaba los dos tercios externos de la circunferencia del vástago que no mostraba alteraciones evidentes, pero que mediante hendiduras se comunicaba con otra área más excavada e irregular situada en el tercio interno del vástago (Figura 2C). El examen metalúrgico del componente femoral fallido realizado por el Instituto de Investigación de Materiales de la Universidad de Sheffield concluyó que la composición y las propiedades mecánicas estaban dentro de la normalidad de acuerdo con las normas de fabricación.

Se sustituyó el vástago roto por otro de igual diámetro, pero mayor tamaño (300 mm). Además, se bloqueó distalmente el vástago con tres tornillos para aumentar la estabilidad a las rotaciones debido a la proximidad de la nueva ventana ósea a la punta del vástago. También se realizó un sobrefresado de 2 mm de la porción diafisaria para retrasar la integración distal del vástago antes de que hubiese integración proximal del mismo. El cuerpo metafisario fue extendido A, igual que el del implante retirado; asimismo, se añadió aloinjerto de banco en el área metafisaria para favorecer el anclaje proximal. La paciente estuvo en descarga durante ocho semanas; consiguió deambular sin dolor y sin el uso de bastones en los meses posteriores a la cirugía.

A los ocho meses de la tercera cirugía de recambio, la mujer reingresó de urgencia refiriendo una clínica similar a los dos últimos ingresos. El nuevo estudio radiológico evidenció una nueva rotura protésica en el mismo lugar que el recambio anterior, coincidiendo con la unión metafisodiafisaria del fémur (Figura 3A).



**Figura 3.** A) Rx. de la tercera rotura del vástago de recambio en la unión cono-diáfisis. B) Telemetría de EEII. Se ha extraído el cuerpo proximal del vástago roto y colocado un alza de 4 cm en la extremidad inferior derecha.

Ante el último fracaso protésico, se decidió realizar una mínima cirugía para aliviar el dolor tras haber considerado la edad de la paciente (80 años), la vida sedentaria que llevaba y las enfermedades médicas que presentaba. Se dejó la cadera derecha en un Girdlestone, realizándose únicamente una pequeña incisión cutánea para la extracción del cuerpo proximal de la prótesis que no se encontraba integrado,

dejando su porción diafisaria *in situ* anclada en el canal medular. La mujer realizó descarga durante ocho semanas tras la cirugía. Actualmente, es capaz de deambular ayudada de bastones con un alza de 4 cm en la extremidad inferior derecha, sin presentar dolor, lo que le permite realizar las actividades de la vida diaria (Figura 3B).

## Discusión

Martens y sus colaboradores<sup>4</sup> hicieron un estudio exhaustivo en 1974 de los factores que intervenían en el fallo mecánico con rotura del componente femoral de la prótesis total de cadera. Estos autores encontraron una alta incidencia de esta complicación (seis de 56 casos) con la prótesis Charnley Muller cementada recubierta de protasul. Este modelo protésico se rompía sobre todo en el tercio medio del vástago debido a la escasa resistencia a la fatiga de este material, o bien, porque se fracturaba el cemento o era insuficiente el recubrimiento del vástago por el mismo. Desde estas primeras descripciones hasta nuestros días se han ido publicando casos aislados o series muy cortas de pacientes que presentaban una rotura de vástagos no cementados. Se han atribuido como causas del fallo las siguientes: problemas en el diseño, posición en varo, defectos metalúrgicos del material implantado, obesidad, excesiva actividad física, individuos jóvenes, episodios traumáticos importantes, alineamiento en varo.<sup>3,5,6,7,8</sup>

En los vástagos femorales enteramente recubiertos de hidroxiapatita en prótesis primarias de cadera –como el modelo Furlong®–, tendríamos que considerar, además, como causa específica del fallo la utilización de vástagos de talla pequeña (especialmente números 9 y 10). El mecanismo de rotura son los micromovimientos continuados a que se somete la zona proximal del vástago que no se ha fijado al hueso, mientras la porción diafisaria permanece firmemente integrada.<sup>1,2,3</sup>

En el vástago Furlong® primario existen cuatro partes: el cuello, el tercio proximal rectangular con una pequeña aleta antirrotatoria y un collar medial, una sección cónica intermedia para obtener estabilidad mecánica y una porción distal cilíndrica. La prótesis definitiva está sobredimensionada 2 mm respecto a las fresas, por lo que se recomienda un sobrefresado.<sup>1,2,7</sup>

El vástago Securus® modular de revisión de cadera es un vástago de reciente aparición basado en el éxito del vástago Furlong® enteramente recubierto de hidroxiapatita. Está fabricado de una aleación de titanio Ti-6AL-4V, siendo este material de mayor espesor en la zona proximal al añadirse una segunda capa con un titanio rugoso. El recubrimiento proximal, al aumentar la rugosidad y la zona de contacto en la interfaz implante-hueso, hace que mediante la hidroxiapatita que lo recubre se permita incrementar la fijación biológica en la parte metafisaria (una gran ventaja en la cirugía de revisión). Existen tres zonas donde no hay recubrimiento de hidroxiapatita: cuello, collarete para el calcar y una pequeña área resultante de la unión del cuerpo proximal y

distal, en la cual se encuentran unas marcas de posición para facilitar ajustar la anteversión o retroversión exacta de los componentes durante la cirugía. Los vástagos distales tienen un diámetro de entre 11 y 18 mm y una longitud de 250 y 300 mm. Además, presentan una curvatura anatómica y tienen la posibilidad de bloqueo en casos de posible inestabilidad rotacional. El cuerpo proximal de la prótesis se une al vástago distal con un cono morse y un tornillo de bloqueo que asegura una fijación estable entre ellos. A diferencia de la prótesis primaria, han desaparecido la aleta antirrotacional en la zona proximal del vástago. El fabricante de la prótesis recomienda para todos los tamaños de prótesis si hay pérdida del *stock* óseo proximal o es de mala calidad, que se aporte injerto óseo u otro soporte proximal, de cara a que no sólo se fije la prótesis distalmente. Este aspecto es obligatorio para los diámetros mínimos de 11 y 12 mm en los vástagos de 250 mm de longitud y de 13 mm en los 300 mm de longitud. También recomienda el uso de vástagos del mayor diámetro posible para evitar fallos. El fresado diafisario debe ser 1 mm mayor al diámetro del implante a colocar.<sup>9</sup>

En la revisión bibliográfica se encuentra que la rotura del vástago primario ocurre en dos sitios: en la unión del cuello y tercio proximal (llamada unión cuello-hombro) y, sobre todo, en la unión de las porciones cilíndrica y cónica. En 2001, el fabricante de la prótesis incrementó el radio de unión entre el cuello-hombro, con lo que se evitaron desde entonces nuevos casos de rotura a este nivel.<sup>3</sup> La unión de la porción cónica y cilíndrica sigue siendo crítica tanto en los vástagos primarios como de recambio, como ha quedado documentado en el caso clínico que se presenta. Además, considero que la modularidad protésica crea un área de menor diámetro al inicio de la porción cilíndrica del vástago, con más riesgo de fallo en una zona de alta concentración de cargas. También, en dicha área se interrumpe la continuidad del recubrimiento de hidroxiapatita, lo cual puede influir en que no se distribuyan adecuadamente las cargas a este nivel cuando se está produciendo la integración ósea.

En 1985 se implantó el primer vástago Furlong® en cirugía primaria de cadera. Actualmente, existen estudios con más de 20 años de seguimiento de este vástago de titanio recubierto enteramente de hidroxiapatita, con 92% de satisfacción en el seguimiento final. No obstante, han sido pocas las investigaciones a largo plazo de los implantes con vástagos recubiertos completamente de hidroxiapatita en cirugía de revisión. Trikha y sus colaboradores<sup>10</sup> analizaron 120 casos de revisión de cadera usando un vástago Furlong® no modular de longitudes de 200 mm en 85% de los casos y de 250 mm en el 15% restante durante un seguimiento medio de ocho años. Estos autores consiguieron una fijación estable incluso en presencia de pérdida ósea significativa, sin necesidad de aporte de injerto óseo, estando clasificadas 25% de las caderas de su serie en un Paprosky tipo IIIa y 11% de ellas con un tipo IIIb. El vástago Securus® modular, pese a seguir la misma filosofía que sus predecesores de recambio monobloque, aún necesita estudios a más largo plazo para poder comparar resultados y sacar conclusiones.

He revisado el índice de masa corporal (IMC) de los pacientes que presentaron una rotura del vástago Furlong® primario. Sobre un total de 11 individuos citados en la bibliografía, nueve tenían un IMC superior a 25 kg/m<sup>2</sup>, llegando uno de ellos a ser considerado obesidad mórbida. Hubo dos casos (una rotura de cuello y otra de vástago) con un IMC inferior a 25 kg/m<sup>2</sup>.<sup>1,2,3,6,7</sup> Nuestra mujer tuvo un IMC entre 28.4 y 29.8 kg/m<sup>2</sup>, según qué cirugía consideremos como referencia. Aunque el peso corporal influye, no considero que sea un factor tan determinante en el fallo protésico, ya que la prevalencia de sobrepeso en los sujetos en los que se implanta una artroplastía de cadera suele ser alta. Además, en 100% de los casos publicados en la literatura donde se rompió el vástago Furlong® primario implantado, se habían elegido unas tallas de 9 y 10 mm, pero en nuestra paciente, aunque se trataba de una prótesis de recambio, el tamaño implantado de vástago era muy superior (15 mm) y debería haber tenido más resistencia a la fatiga.

El sobrefresado diafisario realizado en la última cirugía para colocar el vástago de recambio menos ajustado no está claro que retrase la integración protésica a ese nivel; no obstante, este aspecto es considerado como clave a realizar cuando se implantan vástagos Furlong® de tamaño pequeño en cirugías primarias.<sup>2,3</sup> Esto también plantea la cuestión de si la rotura protésica habría ocurrido si el vástago estuviese solamente recubierto de hidroxiapatita en el área proximal.<sup>2</sup>

Otro aspecto que llama la atención es la precocidad en el fallo del vástago de recambio implantado (10 y ocho meses desde la cirugía de implantación) frente a los tiempos en los que fallaron los vástagos primarios. Los nueve casos recogidos en la bibliografía de rotura de la unión cono-diáfisis lo habían hecho a los 5.6 años de media desde su implantación (2-8 años). Considero que el estado del *stock* óseo en la metáfisis del fémur antes de la implantación protésica es un factor clave a considerar si se trata de cirugías de recambio. La cirugía debe ir orientada a favorecer la integración ósea en esa área para disminuir las fuerzas de estrés sobre el vástago en ese punto. La integración distal del vástago sin fijación proximal constituye un factor añadido para el fallo mecánico. El defecto óseo metafisario en el caso presentado también impidió que se pudiese optar por otras soluciones menos agresivas, como la de implantar una prótesis de vástago corto y con apoyo metafisario, dejando el vástago roto *in situ* en la diáfisis.<sup>7</sup>

Aunque el fallo mecánico del vástago en la unión del cono con la diáfisis sea multifactorial, un factor clave ha sido el aumento del *offset* de la cadera, que ha producido un incremento de las cargas en una zona de transición del vástago al inicio de la diáfisis. Dicha zona, debido al propio diseño protésico, posiblemente tenga una menor resistencia a la fatiga, como ya ha sido comentado. Otras causas secundarias que también han podido contribuir a la sobresolicitación de la cadera derecha han sido la presencia de una coxartrosis contralateral, el sobrepeso y la insuficiencia glútea ocasionada por las múltiples cirugías previas.

La rotura de la prótesis a nivel del cuello, al igual que las roturas más distales, generalmente también es de causa múltiple. Se ha demostrado en los estudios biomecánicos que el aumento de longitud del cuello produce un incremento de las fuerzas de estrés en ese punto.<sup>8</sup> Además, el diseño del cuello de la prótesis puede jugar un papel importante en el fallo, bien porque sea de un diámetro insuficiente o presente alteraciones en su superficie para facilitar la extracción protésica. La modularidad de las prótesis que tratan de evitar el *impingement* y mejorar el rango de movimiento de la cadera también pueden crear zonas de debilidad a nivel del cuello. Otros autores han descrito como causa de fallo la corrosión química unida o no a defectos de fabricación, daños en el cuello al efectuar recambios protésicos previos o la utilización de conos de tamaños inadecuados.<sup>3,5,6,11</sup> En el caso presentado es probable que la causa fundamental de rotura del cuello fuera su aumento de longitud en 14 mm generado tras la primera cirugía de recambio. Ello ocasionó un incremento de las cargas en su parte más distal, coincidiendo con el área de menor diámetro del cuello, mientras que el resto del vástago permanecía bien anclado.

Los estudios macroscópicos, microscópicos y biomecánicos de las roturas por fatiga evidencian que el área donde se inicia el fallo presenta un aspecto macroscópico con pocas deformaciones, pero al análisis microscópico aparecen ya pequeñas fisuras y partículas de contaminación. Dichas fisuras van formando estriaciones más profundas y grietas secundarias en una zona de transición, lo que indica la fatiga del metal; finalmente, ocurre la fractura del material concentrada en un área más irregular con formación de cavidades y hoyuelos.<sup>2,6,8</sup>

En el caso clínico se siguieron –al menos en el segundo y tercer recambio– las recomendaciones efectuadas por el fabricante de la prótesis. No obstante, el resultado final poco exitoso se debió a la elección del diseño del implante, algunos condicionantes quirúrgicos tras múltiples cirugías y ciertos factores de riesgo de la paciente para el fallo protésico.

## Bibliografía

1. Bonete-LLuck D, Pulido-Higuera MC, Maroñas-Abuelo C, Guinot-Tormo JM, Pardo-Montaner J: Rotura de vástago femoral de prótesis total de cadera enteramente recubierta de hidroxiapatita. Presentación de tres casos. *Rev Esp Cir Osteoart.* 2007; 42(229): 14-8.
2. Sharma DK, Brooks S, Creasey S, Lewis B: Fracture of fully hydroxyapatite-coated titanium femoral stem of a total hip replacement--a report of 3 cases. *Acta Orthop Scand.* 2004; 75(6): 768-71.
3. Harvie P, Haroon M, Henderson N, El-Guindi M: Fracture of the hydroxyapatite-ceramic-coated JRI-Furlong femoral component. *J Bone Joint Surg (Br).* 2007; 89-B: 742-5.
4. Martens M, Aernoudt E, de Meester P, Ducheyne P, Mulier JC, de Langh R, et al: Factors in the mechanical failure of the femoral component in total hip prosthesis. Report of six fatigue fractures of the femoral stem and results of experimental loading tests. *Acta Orthop Scand.* 1974; 45(5): 693-710.

5. Garg B, Mittal R, Rastogi S: Femoral prosthesis neck fracture following total hip arthroplasty: a case report. *Acta Orthop Belg.* 2011; 77(3): 406-9.
6. Morgan-Hough CV, Tavakkolizadeh A, Purkayastha S: Fatigue failure of the femoral component of a cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004; 19(5): 658-60.
7. Sangüesa-Nebot MJ, Soriano FC, Gabarda RF, Mordt CV: Revision hip arthroplasty with a short femoral component in fractured hydroxyapatite fully coated femoral stem. *J Arthroplasty.* 2010; 25(7): 1168.e13-6.
8. Yoshimoto K, Nakashima Y, Nakamura A, Mawatari T, Todo M, Hara D, et al: Neck fracture of femoral stems with a sharp slot at the neck: biomechanical analysis. *J Orthop Sci.* 2015; 20(5): 881-7.
9. Furlong® H-A.C. Revision Hip Stems A.C. & Securus Revision Hip System 155-030 Issue 6 - June 2012.
10. Trikha SP, Singh S, Raynham OW, Lewis JC, Mitchell PA, Edge AJ: Hydroxyapatite-ceramic-coated femoral stems in revision hip surgery. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87(8): 1055-60.
11. Vatani N, Comando D, Acuña J, Prieto D, Caviglia H: Faulty design increases the risk of neck fracture in a hip prosthesis. *Acta Orthop Scand.* 2002; 73(5): 513-7.