

# Revisiones de cadera en defectos óseos femorales Paprosky II y IIIA

## Utilización de prótesis no cementada, modular, de fijación proximal y anclaje distal

GERMÁN GARABANO, DIEGO S. MANA PASTRIÁN, HERNÁN DEL SEL

Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital Británico de Buenos Aires

Recibido el 26-4-2015. Aceptado luego de la evaluación el 10-12-2015 • Dr. GERMÁN GARABANO • ggarabano@gmail.com

### Resumen

**Introducción:** El objetivo de este estudio retrospectivo fue observar el comportamiento de un tallo modular de fijación proximal y anclaje distal en revisiones de cadera con defectos femorales II y IIIA (Paprosky), evaluando la estabilidad protésica y articular, la restauración del *offset* y la diferencia de longitud.

**Materiales y Métodos:** Se analizaron 22 revisiones de reemplazos totales de cadera. Doce mujeres y 10 hombres (edad promedio 62.38 años). El seguimiento promedio fue de 62 meses. El tallo femoral utilizado fue S-ROM® (Depuy, Johnson & Johnson). Los defectos óseos femorales fueron 15 de tipo II y 7 de tipo IIIA de Paprosky. Para la evaluación clínica se utilizó el puntaje de cadera de Harris. En las radiografías, se analizó el comportamiento del tallo, su integración, la diferencia de longitud y el *offset* femoral, y se consideró correcta una diferencia <5 mm.

**Resultados:** El *offset* fue restaurado en 16 (72,3%) casos y la longitud de miembros se restauró en 15 (68,2%). Hubo un solo hundimiento del tallo, y de acuerdo con la clasificación de Engh, se observaron 17 (77,27%) uniones óseas. Se produjeron siete (31,8%) complicaciones, dos luxaciones que requirieron revisión, cuatro fracturas intraoperatorias y una paresia de ciático poplíteo externo.

**Conclusiones:** Este tallo impresiona ser una alternativa válida para resolver un problema complejo. Por su versatilidad, permite resolver mecánicamente el defecto óseo, devuelve la longitud al miembro y el *offset* a la articulación, con un índice de complicaciones aceptables.

**Palabras clave:** Revisión; reemplazo total de cadera; tallo modular; no cementado; fijación proximal; anclaje distal; *offset*; discrepancia de longitud.

**Nivel de Evidencia:** IV

**REVISION TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PAPROSKY II AND IIIA FEMORAL BONE DEFECTS.  
USE OF MODULAR UNCEMENTED STEMS WITH PROXIMAL FIXATION**

### Abstract

**Background:** The purpose of this retrospective analysis was to observe the outcomes of a modular hip system in revision total hip arthroplasty with Paprosky types II and IIIA femoral bone defects, evaluating their performance, offset restoration and leg length discrepancy correction.

**Methods:** Twenty-two revision total hip arthroplasties were analyzed in 12 women and 10 men (average age 62.38 years). The average follow-up was 62 months. Femoral stems S-ROM® (Depuy, Johnson & Johnson) were used. Paprosky femoral bone deficit were 15 types II and 7 IIIA. Clinical evaluation was performed using the Harris Hip Score, while Engh

Conflicto de intereses: Los autores no declaran conflictos de intereses.

classification was used for stem fixation. Offset restoration, leg length discrepancy (a difference <5 mm was considered correct) and hip stability were evaluated radiographically.

**Results:** Offset was properly restored in 16 (72.3%) cases and the leg length was matched in 15 (68.2%). There was a single stem subsidence and according to Engh classification, proximal bone ingrowth fixation was obtained in 17 (77.27%) patients. There were 7 (31.8%) complications: two dislocations that required revision, four intraoperative fractures and a lateral popliteal nerve paresis.

**Conclusions:** S-ROM® modular system seems to be a valid alternative to solve a complex problem. Its versatility allows to optimize hip stability, leg length equalization and offset restoration in revision total hip arthroplasty, showing an acceptable complication rate.

**Key words:** Revision; total hip arthroplasty; modular uncemented femoral stem; proximal fixation; offset; leg length discrepancy; joint stability.

**Level of Evidence:** IV

## Introducción

A pesar de los buenos resultados clínicos y funcionales obtenidos a largo plazo con los reemplazos totales de cadera (RTC), el número de revisiones continúa en aumento.<sup>1-3</sup>

La complejidad de estos procedimientos emana en la dificultad para lograr una adecuada fijación del implante en fémures dañados, sobre todo aquellos con importante pérdida de capital óseo como consecuencia del aflojamiento de la prótesis por revisar, la osteólisis, el número de cirugías previas o la combinación de estos factores.<sup>2-6</sup>

El índice de fracasos reportados con tallos de revisión cementados en reconstrucciones ha provocado un interés particular por aquellos no cementados.<sup>4</sup> La utilización de tallos porosos extendidos no modulares<sup>5,6</sup> generó una importante disminución de tales complicaciones, con índices de estabilidad protésica de alrededor del 93% a 9 años de seguimiento; sin embargo, la aparición del salteo de fuerzas (*stress shielding*) enfocó la atención hacia aquellos con porosidad proximal. Lograr el adecuado contacto proximal con el hueso huésped, con este tipo de tallos, resulta dificultoso debido a los variables e impredecibles grados de déficit de capital óseo proximal.<sup>1,7</sup> Si bien las revisiones comunicadas con estos tallos han sido bajas, el hundimiento progresivo que representa una falla para lograr una fijación estable fue superior al 40%, según Woolson y Delaney.<sup>8</sup>

Los tallos modulares surgieron, entonces, como un intento de solucionar, mediante su versatilidad, la adaptación a estos defectos y, al mismo tiempo, permitir restaurar la longitud, el *offset* femoral y la inestabilidad, lo cual se debe tener en cuenta durante la planificación preoperatoria.<sup>7,9,10</sup>

Mediante el empleo de este tipo de prótesis, Cameron y cols.<sup>11</sup> reportaron buenos y excelentes resultados en el 81% de las 104 revisiones analizadas, con un índice de fallo del 4%.

El objetivo de este análisis retrospectivo fue mostrar nuestra experiencia en revisiones de cadera con defectos óseos femorales II y IIIA, según la clasificación de Paprosky<sup>1</sup> con una prótesis modular no cementada de fi-

jación proximal y anclaje distal, analizando fundamentalmente el comportamiento del tallo en cuanto a fijación proximal y distal. Al mismo tiempo, se analizaron la capacidad de restaurar el *offset* femoral, la longitud y la estabilidad articular.

## Materiales y Métodos

Entre 2005 y 2012, en nuestro Centro, se realizaron 412 revisiones de RTC; en 25 (6%) de esos casos se utilizaron prótesis modulares no cementadas de fijación proximal y anclaje distal. Los criterios de inclusión para este estudio fueron: cirugía de revisión de cadera, utilización de prótesis no cementadas modulares de fijación proximal con anclaje distal (S-ROM®; Depuy, Johnson & Johnson, Warsaw, Ind., EE.UU.), paciente con un defecto óseo femoral según la clasificación de Paprosky II o IIIA y cumplir con un seguimiento mínimo de 24 meses.

Tres pacientes fueron excluidos del estudio: uno por no cumplir con el seguimiento mínimo, otro por presentar un defecto óseo de tipo I y el restante, porque se usó este modelo protésico en una cirugía primaria. Así la serie estaba conformada por 22 revisiones de RTC en 22 pacientes. Doce (56,5%) eran mujeres y 10, varones, con un promedio de edad de 62.38 años (rango de 46 a 78). El seguimiento promedio fue de 62 meses (rango de 26 a 96).

Las causas que motivaron la revisión fueron fundamentalmente aflojamientos mecánicos en 17 (77,2%) casos, tres (13,6%) espaciadores de cadera, una (4,5%) falla de osteosíntesis y una (4,5%) conversión de Girdlestone (secuela de RTC infectada) a prótesis. Para 15 pacientes esta fue su primera revisión, mientras que los siete restantes tenían, en promedio, cinco revisiones previas (rango de 1 a 17). Las prótesis revisadas fueron cementadas en 20 casos (tallos de tipo Charnley) y una fue no cementada (de tipo Wagner).

En 15 (68%) de los 22 pacientes, también, se revisó el componente acetabular, en 14 de ellos se usaron copas no cementadas (7 Duraloc 300 y 7 Duraloc 1200, Johnson & Johnson). Tres de los insertos colocados en estos cotilos fueron constreñidos debido a un acortamiento previo de 7 cm y al antecedente de 17 cirugías previas (un caso) y los

otros dos debido al estado clínico y muscular deteriorado, además, eran pacientes con una baja demanda funcional. En dos de los no cementados, también fue necesario injerto óseo molido en el fondo acetabular por un defecto óseo contenido. El único caso en que se colocó un componente cementado fue el que se utilizó junto a una jaula de refuerzo acetabular e injerto óseo, debido a un defecto óseo no contenido como consecuencia de una rotura y la migración del componente.

Por último, en dos casos en que los cotilos colocados en la cirugía previa eran no cementados, se realizó solo un recambio del inserto por su desgaste. En los casos de conversión y falla de la osteosíntesis, se emplearon también cotilos no cementados (uno Duraloc 1200 y otro Duraloc 300). En todos los casos, se utilizaron cabezas de 28 mm de diámetro.

Los defectos óseos femorales fueron clasificados de acuerdo con la clasificación desarrollada por Paprosky<sup>1</sup> en: 15 (68,2%) de tipo II y 7 (31,8%) de tipo IIIA.

El tallo femoral utilizado fue el sistema modular S-ROM® (Depuy, Johnson & Johnson, Warsaw, Ind., EE.UU.). La versatilidad de este modelo se debe a que está constituido por un componente distal estriado de titanio y un componente proximal poroso de cuerpo cónico asimétrico, un cuello y una cabeza modular, y todos estos componentes intercambiables y combinables entre sí. El tallo se caracteriza por ser un diapasón de geometría recta de diferentes largos y diámetros, con estrías profundas para disminuir la incidencia de dolor en la cara anterior del muslo y llenar el canal medular otorgando una adecuada estabilidad inmediata a la construcción. El cono proximal (poroso externo) es un cilindro que, en una de sus caras (la cual correspondería a la zona interna o zona del calcar), tiene una especie de pico (forma de tetera). En otros países, se comercializa recubierto de hidroxapatita, pero no en el mercado nacional, sólo disponemos del recubrimiento poroso o titanio (utilizado en todos los casos de esta serie). Su altura, grosor y ancho tienen varios tamaños para adaptarse a las dimensiones tanto mediolateral como anteroposterior de la metáfisis femoral, a fin de lograr un adecuado contacto con el hueso huésped, y favorecer la fijación biológica futura de la construcción. La versión del cuello es independiente de la posición del cono proximal, es decir, es modificable 360°; de manera que la posición del cono no condiciona la del cuello femoral, lo cual permite que el cono sea orientado según el tipo de defecto, y el cuello se oriente en su posición correcta, sin importar el defecto existente. Los largos de cuellos son diferentes y, mediante diferentes medidas mediolaterales disponibles en cada largo de cuello, permite restaurar el *offset*, sin afectar la longitud de los miembros, y viceversa. Por último, la cabeza presenta diferentes diámetros y largos, lo que ayuda a obtener un *offset* y una estabilidad correctos. Estos diferentes componentes del sistema son combinables entre sí, con lo cual la versatilidad del sistema es muy amplia.

Todos los pacientes fueron operados por el mismo equipo quirúrgico, en quirófano de flujo laminar, con anestesia raquídea hipotensiva. La vía de abordaje fue posterolateral en 19 (86,3%) casos y anterolateral directa en los tres restantes. En cuatro (17,4%) pacientes, se efectuó una osteotomía femoral extendida, se indicó para facilitar la exposición y el retiro del tallo fallido en fémures muy debilitados; en otro caso, se realizó una ventana ósea para poder retirar el tapón distal y, en otro, una osteotomía de trocánter mayor para facilitar la exposición intraoperatoria; en estos dos últimos casos, la decisión fue tomada durante el acto quirúrgico. En todos estos pacientes se utilizaron lazadas de alambre para cerrar las osteotomías. A todos se les administró profilaxis antimicrobiana con cefazolina 1 g, por vía intravenosa (3 dosis) y heparina de bajo peso molecular 0,4 cc, por vía subcutánea abdominal, por tres semanas.

En cuanto a la rehabilitación, si bien fue individualizada según cada paciente, el plan básico consistió en sedestar al borde de la cama el primer día posoperatorio, marcha con andador, según tolerancia, a partir del segundo día, para luego pasar a bastones canadienses. Los controles posoperatorios se efectuaron a las 3, 6 y 9 semanas, a los 3 y 6 meses, para continuar luego con controles anuales.

En el posoperatorio, se evaluó clínicamente a los pacientes, en forma subjetiva, según los datos volcados en las historias clínicas, por ellos referidos y las notas de los cirujanos tratantes; para la evaluación objetiva, se empleó el puntaje de cadera de Harris. En el análisis radiográfico posoperatorio (junio de 2014), se evaluó la longitud de miembros, el *offset* femoral, el comportamiento de los tallos (hundimientos, fijación biológica proximal, mecánica distal y el cambio en la calidad ósea de ambos segmentos). La medición del *offset* y la longitud (en mm) posoperatorios se efectuó en forma manual, utilizando radiografías de ambas caderas de frente, impresas en tamaño real y tomadas a 1 m de distancia con rotación interna de 10-15° de ambos miembros inferiores. El *offset* se obtuvo al medir la distancia entre el nuevo centro de rotación y el eje anatómico femoral, mientras que, para la longitud, se midió la distancia de la línea bilagral hasta el comienzo del trocánter menor. Ambas medidas se consideraron adecuadas cuando la diferencia con la cadera contralateral fue  $\leq 5$  mm. Finalmente, para determinar el hundimiento de los tallos, se midió la distancia entre el borde superior del componente protésico y el borde superior del trocánter menor, en forma comparativa, en los respectivos controles. Para evaluar la fijación protésica, además de tener en cuenta el ítem anterior, se emplearon los criterios de Engh,<sup>12</sup> mientras que para los cambios en la calidad del fémur, se buscaron cambios en su densidad, corticalización, etc., mediante la observación directa en los sucesivos controles radiográficos.

Todos los datos fueron volcados en una planilla Microsoft Excel 2007® donde se aplicaron diferentes fórmulas de estadística descriptiva.

## Resultados

De acuerdo con el análisis radiográfico, el *offset* fue restaurado adecuadamente en 16 (72,3%) casos, fue aumentado, en promedio, 10,7 mm (rango de 9 a 15), en cuatro (18,2%), mientras que los restantes dos (9,1%) resultaron 15 y 25 mm menores respecto del contralateral (Figura 1).

La longitud de los miembros fue restaurada en 15 (68,2%) casos (Figura 2), en cuatro (18,2%) casos, el miembro resultó más corto (14,2 mm en promedio; rango de 6 a 35) y, en los restantes tres (13,6%), fue 14,25 mm más largo en promedio que el contralateral (rango de 6 a 25) (Figura 3).

En referencia al comportamiento de los tallos, se observó un solo hundimiento (4,5%) de 5 mm, durante los primeros tres meses posoperatorios, luego se estabilizó y evolucionó favorablemente hasta el último control. Se produjo en una paciente con diagnóstico de coxartrosis secuela de Perthes, la cual fue revisada a causa de un aflojamiento mecánico de una prótesis cementada con ocho años de evolución y un defecto óseo clasificado como de tipo IIIA, quien había sido sometida a una osteotomía femoral extendida para la extracción del implante.

De acuerdo con los criterios de Engh, se observaron 17 (77,27%) uniones óseas y cinco (22,7%) fibrosas estables. Los cambios en la calidad ósea se detectaron en la zona proximal femoral (16 casos) y en la zona distal (12 casos).

En el paciente que requirió una jaula junto a injerto molido y un componente cementado, se observó la correcta

osteointegración, al igual que cuando se utilizó el injerto con los cotillos no cementados (2 casos) (Figura 2). En los casos con osteotomías, los tres con osteotomías extendidas consolidaron adecuadamente, se produjo una fractura intraoperatoria en una de ellas, en la cara anterointerna, en la mitad de su longitud, sin complicaciones. La ventana ósea distal consolidó adecuadamente y, en el paciente con osteotomía de trocánter mayor, se produjo un ascenso de este con la trocánter pseudoartrosis.

En el último control, 18 (81,8%) pacientes no refirieron dolor; tres (13,6%), comunicaron dolor moderado e intermitente que necesitaba de analgésicos esporádicamente y el restante (4,5%) refirió dolor intenso. Tres pacientes (13,6%) comunicaron el uso de algún tipo de soporte externo (bastón): dos por aprensión para caminar fuera del hogar y el restante, en forma constante (refirió dolor intenso). En cuanto al puntaje de cadera de Harris, se observó una mejora promedio de 43 puntos, el promedio preoperatorio era de 45 (rango de 25 a 71) y el posoperatorio de 88 (rango de 50 a 94).

Se registraron siete (31,8%) complicaciones (Tabla), dos (9,1%) fueron luxaciones protésicas que requirieron revisión del componente acetabular. El primer caso corresponde a una mujer con antecedentes de una cirugía de revisión por luxaciones y aflojamiento mecánico del tallo femoral. Tras la revisión, la longitud del miembro resultó 3 mm más corta y el *offset* fue aumentado 5 mm, la paciente sufrió tres episodios de luxación durante el primer año posterior a la cirugía, por lo que se revisó el

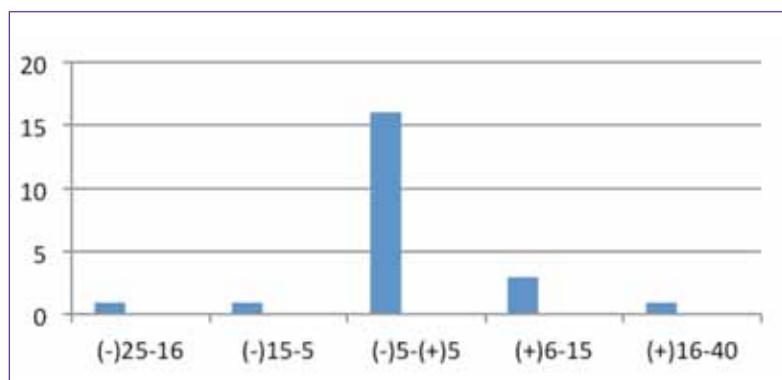


Figura 1. Distribución resultante de la medición posoperatoria comparativa del *offset* femoral.



Figura 2. Paciente revisado por un aflojamiento mecánico, Paprosky de tipo II. El *offset* y la longitud fueron adecuadamente restaurados. Obsérvense la remodelación del injerto utilizado en el fondo acetabular y la unión ósea en el componente proximal (tertera) femoral, en la zona del calcar.

**Tabla.** Detalle del número y los porcentajes de las complicaciones y la necesidad de revisión

Complicaciones	Cantidad, (%)	Revisión
Luxación	2 (9,1)	Ambas
Fractura intraoperatoria	4 (18,2)	No
Parálisis del ciático poplíteo externo	1 (4,5)	No

componente acetabular utilizando un inserto constreñido en el cual se produjo la falla del sistema, se desacopló el anillo retentivo y se luxó nuevamente; por lo tanto, fue operada otra vez y se le colocó un cotilo tripolar, y evoluciona favorablemente hasta la fecha. El caso restante corresponde a otra mujer sin antecedentes de revisiones, quien fue operada también por un aflojamiento mecánico. En este caso, solo se había realizado un cambio de inserto. El *offset* y la longitud de miembros resultaron 3 y 5 mm más cortos, respectivamente. La paciente tuvo dos episodios de luxación a los 3 y 6 meses posoperatorios, por lo que se decidió la revisión a un cotilo tripolar; la paciente también evolucionaba favorablemente hasta el último control. Se produjeron cuatro (18,2%) fracturas intraoperatorias, tres de ellas comprometieron el trocánter mayor. Una, descubierta durante el posoperatorio, conso-

lidó correctamente, ya que no fue desplazada (Figura 4), mientras que los otros dos casos fueron tratados con lazadas de alambre y consolidaron en forma adecuada. El otro caso de fractura intraoperatoria afectó una de las hojas de la osteotomía extendida que se mencionó previamente. Por último, hubo una paresia del ciático poplíteo externo, esta paciente se recuperó casi por completo, en forma lenta, con medicación por vía oral. Cabe destacar que, pese a esto, en ningún momento, requirió el uso de algún tipo de férula externa.

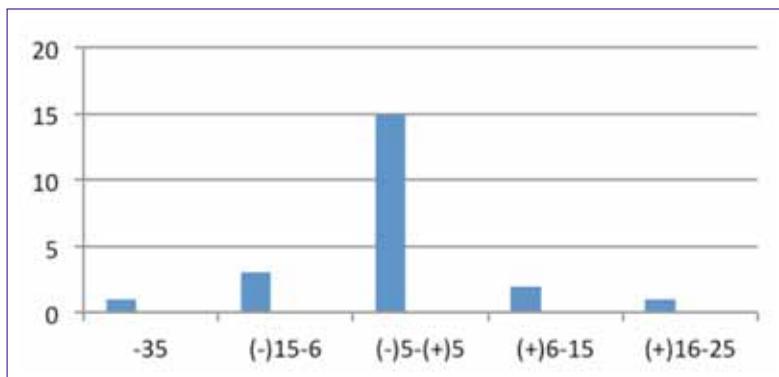
Teniendo en cuenta las complicaciones observadas en nuestra serie, si bien ningún caso requirió la revisión del componente femoral, la supervivencia de la prótesis tomando como punto final del análisis la revisión por cualquier causa fue del 90,9% al final del seguimiento.

## Discusión

Las revisiones de cadera representan un procedimiento complejo, con resultados menos previsibles que los RTC primarios.<sup>4,7</sup> La dificultad del procedimiento aumenta en forma lineal junto con el número de cirugías previas y el compromiso óseo del fémur por revisar.

En estas reconstrucciones, ya sea por la alteración de la anatomía o la pérdida de capital óseo, no existe una relación geométrica proporcional entre la metafisis y la diáfisis femoral, lo que hace difícil, mediante el uso de un tallo no modular, lograr la estabilidad del implante y, al mis-

**Figura 3.** Distribución posoperatoria de la longitud de los miembros.



**Figura 4.** Paciente que sufrió una fractura intraoperatoria, no desplazada de trocánter mayor, la cual consolidó adecuadamente. Nótese también la unión ósea de la prótesis en su zona proximal.

mo tiempo, un adecuado contacto con el hueso huésped en toda la superficie protésica.<sup>13,14</sup> Sean estos de fijación proximal o distal, se han asociado a diferentes complicaciones, como salteo de fuerzas, dolor en la cara anterior del muslo, osteólisis, hundimiento y aflojamiento.<sup>9,13,15</sup>

La modularidad en los tallos femorales representa una opción en las revisiones de cadera, se adaptan, en forma más armónica, a las diferencias mencionadas entre el segmento proximal y la diáfisis femoral.<sup>7,13</sup> Las diferentes combinaciones de sus componentes otorgan al cirujano la posibilidad de devolverle a la cadera la biomecánica perdida.<sup>7</sup>

La fijación biológica metafisaria favorecerá la transmisión de cargas, minimizando el salteo de fuerzas y, en aquellas revisiones donde el capital óseo femoral proximal se encuentra dañado, que esto ocurra será indispensable, pero inicialmente se deberá lograr una adecuada estabilidad mecánica diafisaria que saltee el defecto metafisario.<sup>9,10</sup>

El modelo empleado en esta serie se ha asociado con bajos índices de fracasos. McCarthy y cols.<sup>16</sup> reportaron una incidencia de hundimiento del 4%, y de 1,5% de nuevas revisiones en 133 casos a los cinco años de seguimiento. Bono y cols.<sup>9</sup> evaluaron 63 revisiones con defectos femorales Paprosky II y III, y comunicaron un índice de aflojamiento y hundimiento del 6% a casi seis años de seguimiento. Cameron y cols.<sup>11</sup> informaron resultados similares en 91 casos. Por su parte, Bolognesi y cols.,<sup>17</sup> en su reporte de 53 revisiones de caderas con cuatro años de seguimiento, mostraron una supervivencia del implante del 95%, sólo fueron necesarias dos revisiones (una por dolor y otra por aflojamiento). Asimismo, se produjo la osteointegración en el 96% de los casos, detectaron 11 fracturas periprotésicas (20,7%) y tuvieron dos revisiones del componente acetabular por luxación. Christie y cols.,<sup>18</sup> en 129 revisiones, comunicaron la necesidad de una sola nueva revisión por aflojamiento (<1%). El 92,2% de los componentes mostró una integración ósea estable, mientras que el hundimiento reportado en esta serie fue del 2,9% y se produjeron 23 (22%) fracturas intraoperatorias; en todas, se usaron lazadas de alambre o cables y la evolución fue buena.<sup>18</sup>

En nuestra serie, obtuvimos resultados similares a los publicados sobre el hundimiento (4,5%), el dolor posoperatorio (4,5%), las luxaciones (9,1%) y las fracturas peri-

protésicas (18,2%); se logró la curación en todos los casos con lazadas de alambre. En cuanto a la fijación protésica según los criterios de Engh, observamos 17 (77,27%) uniones óseas y cinco (22,7%) fibrosas estables, resultados similares a los reportados por Christie y cols.<sup>18</sup> Respecto a este último resultado, las uniones óseas fueron más frecuentes en los defectos de tipo II [12 (80%) de 15 casos] que en los defectos de tipo IIIA [5 (71,4%) de 7 casos], si bien esto es esperable, el tamaño de la muestra no nos permite inferir conclusiones estadísticas al respecto.

Sobre la restauración de la biomecánica de la cadera, si bien no encontramos artículos publicados con este modelo protésico, Restrepo y cols.,<sup>7</sup> con un modelo similar modular no cementado, reportaron la corrección de la diferencia de longitud en el 78% y del *offset* en el 66% de los 118 casos evaluados. En nuestra serie, esto se consiguió en el 72,3% y el 68,2%, respectivamente, cifras que comparativamente impresionan aceptables.

Las limitaciones de este estudio son, en primer lugar, las propias de un análisis retrospectivo; en segundo lugar, el número relativamente bajo de pacientes con un seguimiento promedio relativamente corto (5.2 años) y, tercero, la serie en sí estaba conformada por fémures con diferentes grados de déficit en el capital óseo según la clasificación de Paprosky y diferentes cantidades de cirugías previas (rango de 1 a 17), lo cual, a nuestro entender, afecta el resultado final de la revisión.

Consideramos que las fortalezas se centran en que todos los pacientes fueron operados en el mismo Centro, por el mismo equipo quirúrgico y con un único modelo protésico que se comercializa en la actualidad. Si bien el seguimiento es corto, las mediciones evaluadas (restauración de la longitud, *offset*, estabilidad protésica y articular) pueden ser calculadas en este tiempo de seguimiento.

## Conclusiones

Entendemos que la utilización de tallos no cementados modulares para la cirugía de revisión femoral es una excelente alternativa para resolver un problema que, en sí mismo, es complejo. Por su gran versatilidad, permiten resolver mecánicamente el defecto óseo de una forma relativamente sencilla, devuelven la longitud al miembro y el *offset* a la articulación, y el índice de complicaciones es aceptable para este tipo de reconstrucciones.

## Bibliografía

1. Paprosky WG, Aribindi R. Hip replacement: treatment of femoral bone loss using distal bypass fixation. *Instr Course Lect* 2000;49:119-30.
2. Kurtz SM, Ong KL, Lau E. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am* 2005;24:1487-97.
3. Hartman CW, Garvin KL. Femoral fixation in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93(24):23110-22.
4. Mulroy WF, Harris WH. Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:325-9.

5. Sporer SM, Paprosky WG. Revision total hip arthroplasty. The limits of fully coated stems. *Clin Orthop Relat Res* 2003;417:203-09.
6. Glassman AH, Engh CA. Revision total hip arthroplasty: cementless revision for femoral failure. *Orthopedics* 1995;18:851-8.
7. Restrepo C, Mashadi M, Parvizi J, Hozack WJ. Modular femoral stems for revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:476-82.
8. Woolson ST, Delaney TJ. Failure of a proximally porous-coated femoral prosthesis in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10:S22-8.
9. Bono JV, McCarthy JC, Turner RH. Fixation with modular stem in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(9):1326-36.
10. Holt G, McCaul J, Stark A. Outcomes after femoral revision using the restoration cone/conical revision femoral stem. *Orthopedics* 2011;34:1-11.
11. Cameron HU. The two- to six years results with a proximally modular noncemented total hip replacement used in hip revision. *Clin Orthop* 1994;298:47-53.
12. Engh Ch, Massin P, Suther K. Roentgenographic assessment of biologic fixation of porous-surface femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 1990;257:107-28.
13. Ovesen O, Emmeluth C, Overgaard S. Revision total hip arthroplasty using a modular tapered stem with distal fixation. *J Arthroplasty* 2010;25:348-54.
14. Youn-Soo Park, Young-Wan Moon, Seung-Jae Lim. Revision total hip arthroplasty using a fluted and tapered modular distal fixation stem with and without extended trochanteric osteotomy. *J Arthroplasty* 2007;22:993-99.
15. Skytta ET, Eskelinen A, Remes V. Successful femoral reconstruction with a fluted and tapered modular distal fixation stem in revision total hip arthroplasty. *Scand J Surg* 2012;101:202-26.
16. McCarthy JC, Mattingly D, Turner RH. Revision of deficient femur with a modular femoral component. *Orthopedics* 1993;17:966-72.
17. Bolognesi MP, Pietrobon R, Parker Vail T. Comparison of a hydroxyapatite-coated sleeve and a porous-coated sleeve with a modular revision hip stem. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86;12:2720-5.
18. Christie MJ, deBoer DK, Brinson MF, Trick LW. Clinical experience with a modular noncemented femoral component in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15:840-8.