

Recuperación del *offset* con cuellos modulares en el reemplazo total de cadera

Dr. Jorge Alfredo Ortega Traverso

C.A.DE.R.A HIP CENTER

Fray Justo Santa María de Oro 2730

Piso 4, Dpto. B.

C1425FOP Buenos Aires, Argentina

Resumen

Introducción. En el reemplazo total de cadera, es importante recuperar el *offset* horizontal y vertical a fin de lograr el adecuado balance pelviano, con el beneficio de disminuir el *impingement* y el desgaste en dicha articulación. Nuestro objetivo principal es colocar la cabeza protésica en el sitio anatómico correcto, pero las prótesis no modulares no llegan a recuperar el *offset* lateral y la longitud del miembro en el 32% y contribuyen a la claudicación y luxación; por lo cual, consideramos que los cuellos modulares nos facilitan dicho objetivo.

Materiales y métodos. Evaluación retrospectiva de 150 prótesis con cuello modular implantadas en 144 pacientes, entre noviembre de 2009 y marzo de 2012. Se utilizó un solo diseño protésico Profemur. Edad: promedio 64 años (rango 24-85). Diagnóstico posoperatorio: coxartrosis (85%), displasia y luxación congénita (8%), ONA (5%), fractura (2%). Se utilizaron prótesis híbridas (78%), no cementadas (18%) y cementadas (4%). Conos modulares: cortos 31% (neutros 30%, varo 8, 60%; anterretro 8, 10%); largos 69% (neutros 34%, varo 8, 61%; anterretro 8, 5%). En el 85% de los casos, el cono fue de titanio y, en el 15%, de cromo cobalto. El seguimiento clínico estuvo a cargo de cirujanos de nuestro equipo usando el Harris Hip Score. Se efectuó un seguimiento radiológico preoperatorio y posoperatorio. La supervivencia de la prótesis se calculó con el método de Kaplan-Meier considerando cualquier motivo para revisión como falla.

Resultados. Media del Harris Hip Score: preoperatorio, 62 (rango 51-79); posoperatorio a los 3 meses, 89,8 (rango 82-98); posoperatorio a los 6 meses, 94,4 (rango 88-98). *Offset* horizontal comparativo: recuperación (93%), alargamiento (5%) (entre 3 y 7 mm), acortamiento 2% (entre 2 y 5 mm). *Offset* vertical comparativo: alargamiento medio 3,1

mm (rango 0-8). La supervivencia a los 2,6 años (rango 1 año y medio-4 años) fue del 100% para el tallo y del 99% para el acetábulo.

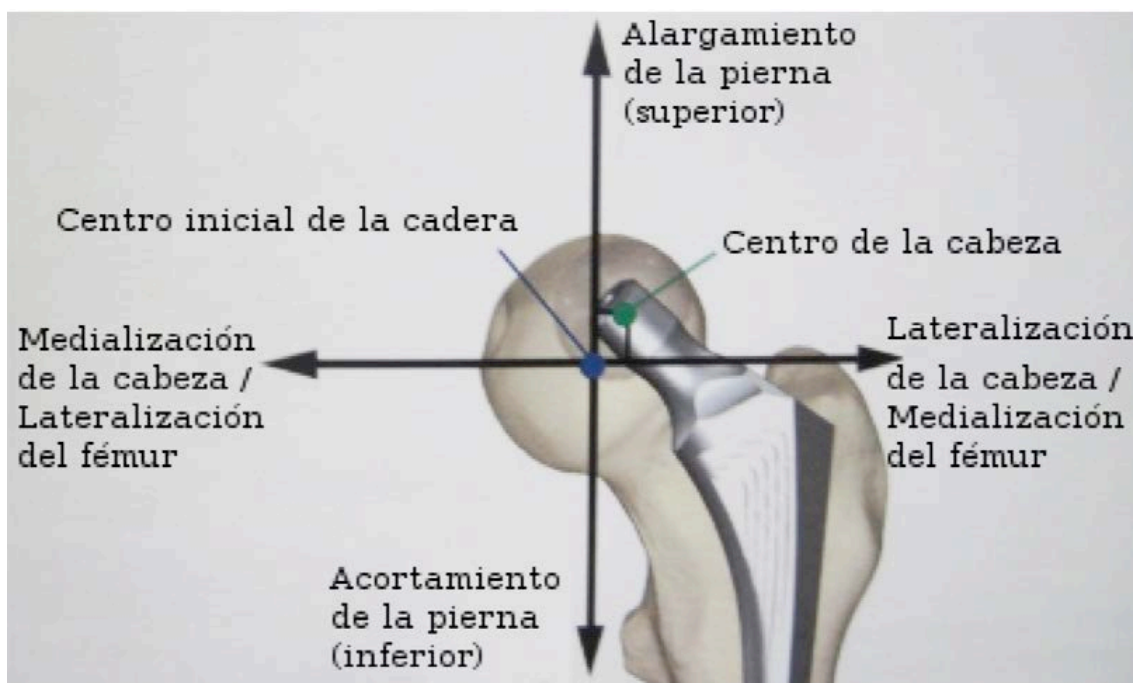
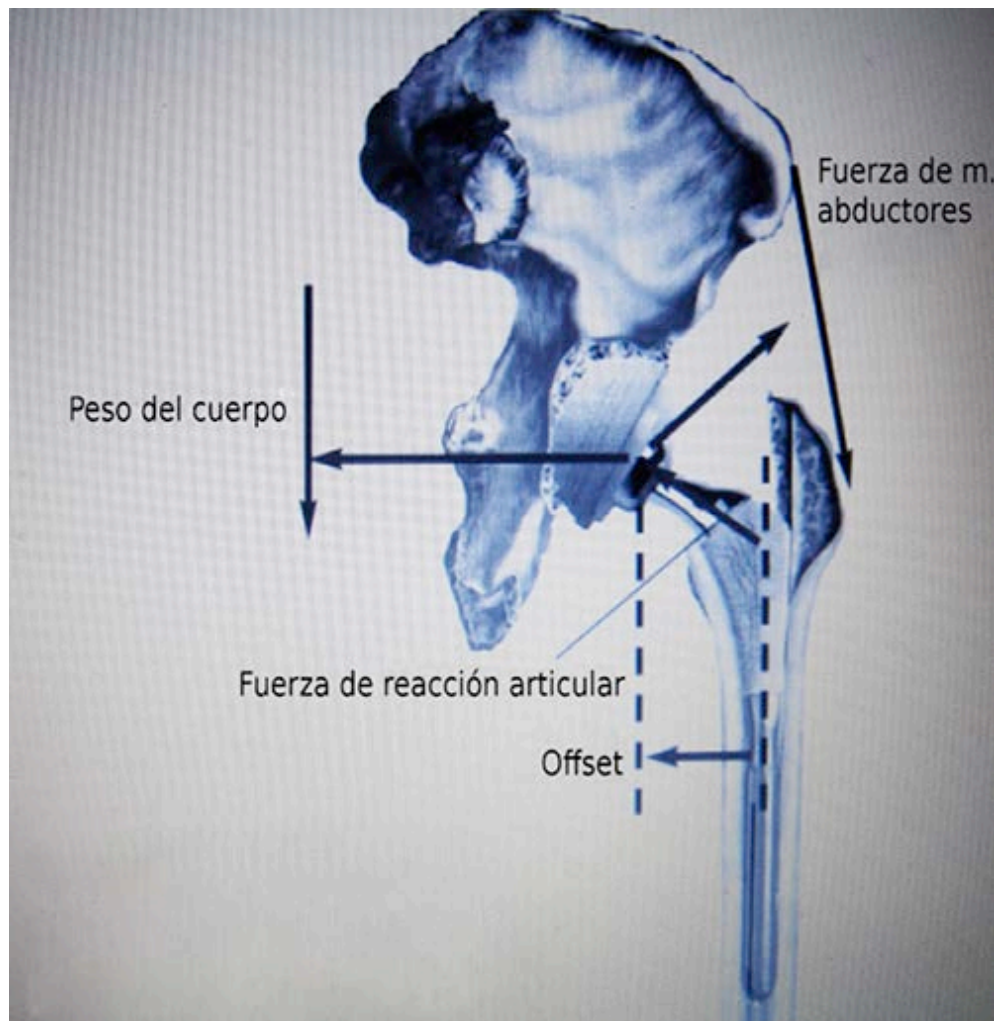
Conclusiones. Recuperar el *offset* y el adecuado balance pelviano colabora en disminuir el desgaste en la articulación. En una alta proporción de casos, las prótesis convencionales no logran restaurar el *offset* (según detallan estudios anatómicos). En ocasiones, la fijación del tallo femoral compite negativamente en la colocación de la cabeza femoral en el sitio anatómico correcto (los cuellos modulares facilitan dicha colocación). Ideal para pacientes con displasia y trastornos anatómicos del fémur proximal. No todos los cuellos modulares funcionan de la misma manera (se han reportado graves problemas con cuellos modulares Stryker ABG II [FDA 7-09-12]).

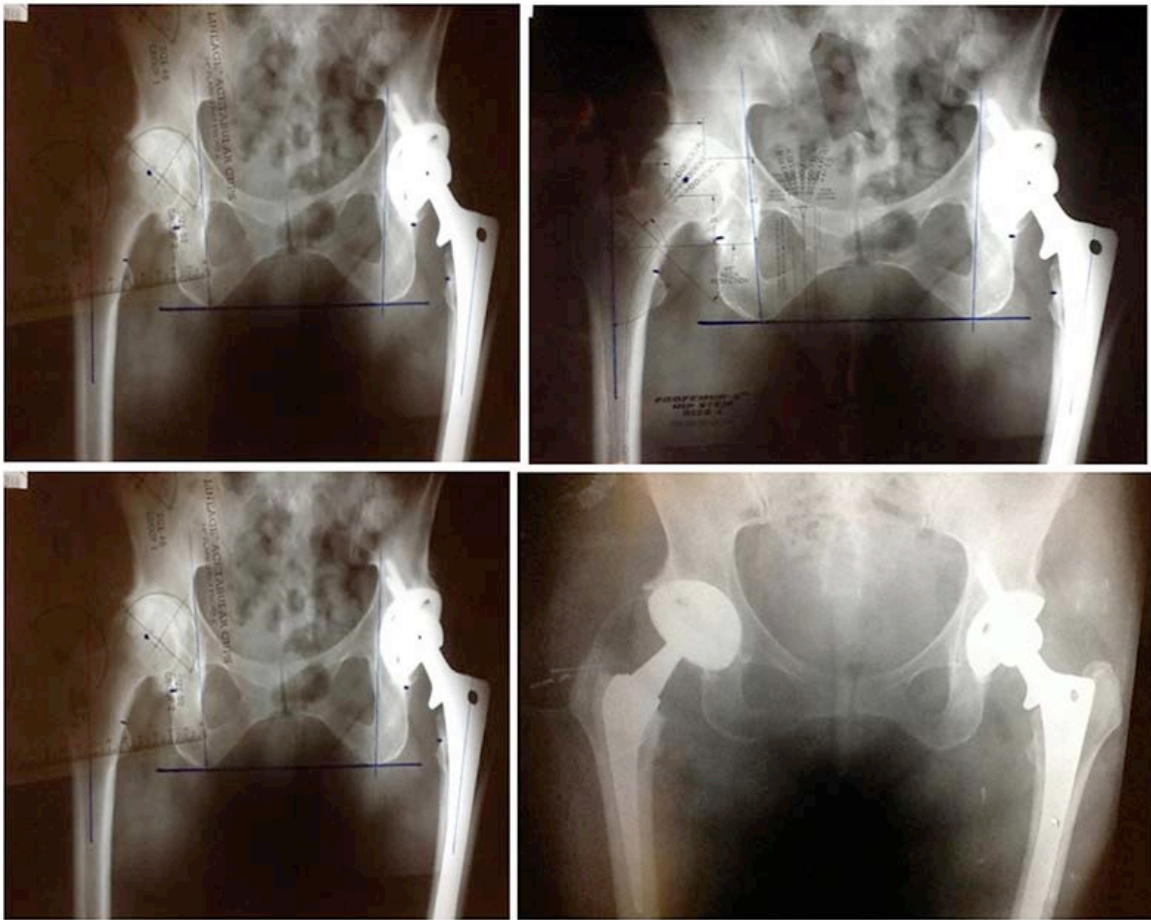
Introducción

La planificación preoperatoria en la cirugía de cadera permite al cirujano elegir los implantes adecuados y anticipar las necesidades infrecuentes. Esta planificación facilita alcanzar las metas quirúrgicas de restaurar la mecánica de la cadera y de igualar la longitud de los miembros.

Conseguir restablecer la mecánica de la cadera conlleva a estabilizar la relación entre la fuerza del momento abductor y el brazo de fuerzas, a través del cual, actúa el peso del cuerpo.

El peso del cuerpo se puede representar como una carga aplicada a un brazo de palanca que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral. La musculatura abductora, cuyo brazo de palanca se extiende desde la cara lateral del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, debe crear un momento igual para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna, y un momento mayor para bascular la pelvis hacia el lado de apoyo al correr o caminar.³⁷⁻³⁹





Materiales y Métodos

Evaluación retrospectiva de 150 prótesis con cuello modular implantadas en 144 pacientes, entre noviembre de 2009 y marzo de 2012. Se utilizó un solo diseño protésico Profemur.

Edad: promedio 64 años (rango de 24 a 85 años).

Diagnóstico posoperatorio: coxartrosis (85%), displasia y luxación congénita (8%), ONA (5%), fractura (2%).

Se utilizaron prótesis híbridas en el 78%, no cementadas en el 18% y cementadas en el 4%.

Conos modulares: cortos 31% (neutros 30% - varo 8, 60%; anterretro 8, 10%); largos 69% (neutros 34% - varo 8, 61%; anterretro 8, 5%).

En todos los casos, se utilizó un abordaje posterolateral reducido (10-15 cm).

En el 85% de los casos, el cono fue de titanio y, en el 15%, de cromo cobalto.

En el 95% de los tallos cementados, se utilizó cementación de cuarta generación.

Todos los pacientes recibieron heparina de bajo peso molecular 40 mg (4000 UI), por vía subcutánea, antes de la cirugía y durante la internación, y completaron el mes por la vía oral.

El promedio de internación fue 3,7 días (rango de 3 a 5 días).

Rehabilitación posoperatoria: prótesis cementadas e híbridas, carga total a partir de las 24-48 h y no cementadas, carga parcial a las 24 h durante un mes y, luego, progresiva carga total.

A los pacientes se les realizaron controles al mes, a los 3 y 6 meses, al año y cada año.

El seguimiento clínico estuvo a cargo de cirujanos de nuestro equipo, que emplearon el Harris Hip Score (HHS) a los 3 y 6 meses.

El seguimiento radiológico se realizó teniendo en cuenta los siguientes parámetros:

- Planificación preoperatoria con detección de alteraciones coxométricas.
- Medición del *offset*, del centro de rotación, discrepancia en la longitud de los miembros, evaluados en radiografías posoperatorias.

La supervivencia de la prótesis se calculó con el método de Kaplan-Meier considerando cualquier motivo para revisión como falla.

Resultados

Media del HHS: - preoperatoria 62 (rango de 51 a 79)

- posoperatoria a los 3 meses 89,8 (rango de 82 a 98)

- posoperatoria a los 6 meses 93,4 (rango de 88 a 98)

Inclinación acetabular: (en radiografía de frente) media 46° (rango de 35 a 58)

Tallo femoral: - neutro 95%

- varo 3%

- valgo 2%

Offset horizontal comparativo: recuperación (93%), alargamiento (5%) (entre 3 y 7 mm), acortamiento 2% (entre 2 y 5 mm).

Offset vertical comparativo: alargamiento medio 3,1 mm (rango de 0 a 8 mm)

La supervivencia a los 2,6 años (rango de 1 año y medio a 4 años) fue del 100% para el tallo y del 99% para el acetábulo.

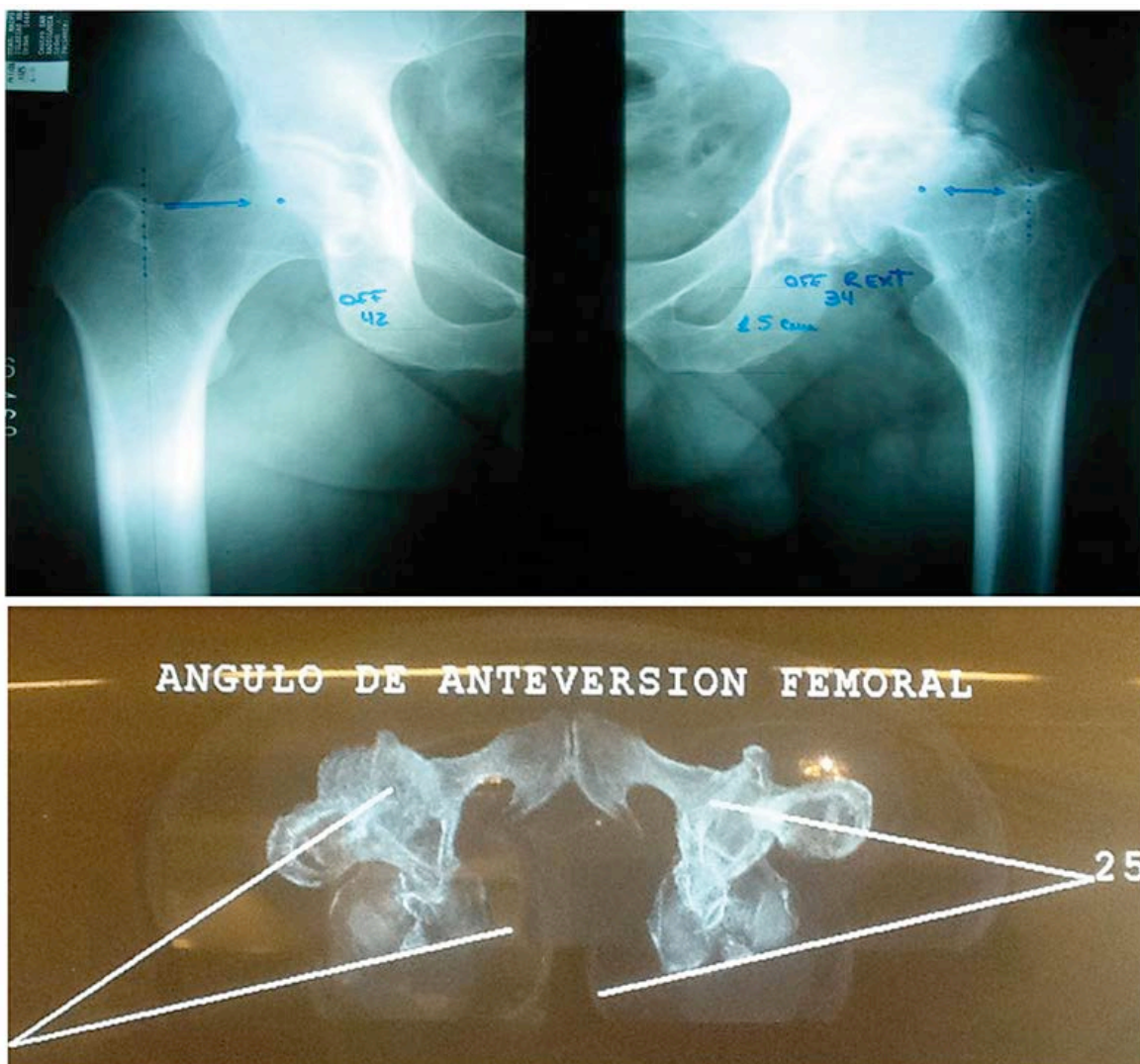
Complicaciones

- Una falta de incorporación del componente acetabular no cementado (paciente con AR, de 24 años y altas dosis de corticoides y metotrexato). Revisión con colocación de cotilo cementado.
- Una infección aguda profunda. *Toilette* profunda más antibióticos, con conservación de la prótesis.
- Una fractura de fémur en extremo distal del tallo no cementado, sin desplazamiento. Tratada con reposo de la carga 2 meses.
- Dos luxaciones (resueltas con tratamiento incruento).
- Una avulsión del extremo del trocánter mayor.

Discusión

Existe una diversidad de anatomías del fémur proximal y, en una alta proporción de casos, las prótesis no modulares no logran restaurar el *offset* y colocar la cabeza femoral en el centro de rotación adecuado.

Se estudiaron las características morfológicas de la cadera, particularmente aquellas que determinan los ángulos de anteversión acetabular y femoral, y el *offset* de la cabeza femoral, en 100 pacientes con articulaciones normales bilaterales (50 varones y 50 mujeres). Se identificaron 4 configuraciones distintas: curva (60,5%), angular (25,5%), irregular (9,5%) y recta (4,5%). El ángulo de anteversión acetabular midió $19,9^\circ \pm 6,6^\circ$ y fue significativamente mayor en el sexo femenino.^{11,14} La medición del *offset* se encuentra afectada por la anteversión y la curvatura femoral. Según lo reportado por Sugano y cols.,^{29,27,45} cuando se combina anteversión femoral y rotación externa fija en 15° (artrosis), la planificación radiográfica es insuficiente para planificar el reemplazo total de cadera y es necesario realizar una tomografía computarizada. El *offset* de la cabeza femoral fue significativamente mayor medido en rotación interna versus rotación neutra ($47,2 \pm 6,1$ mm vs $44,6 \pm 6,7$ mm, respectivamente).

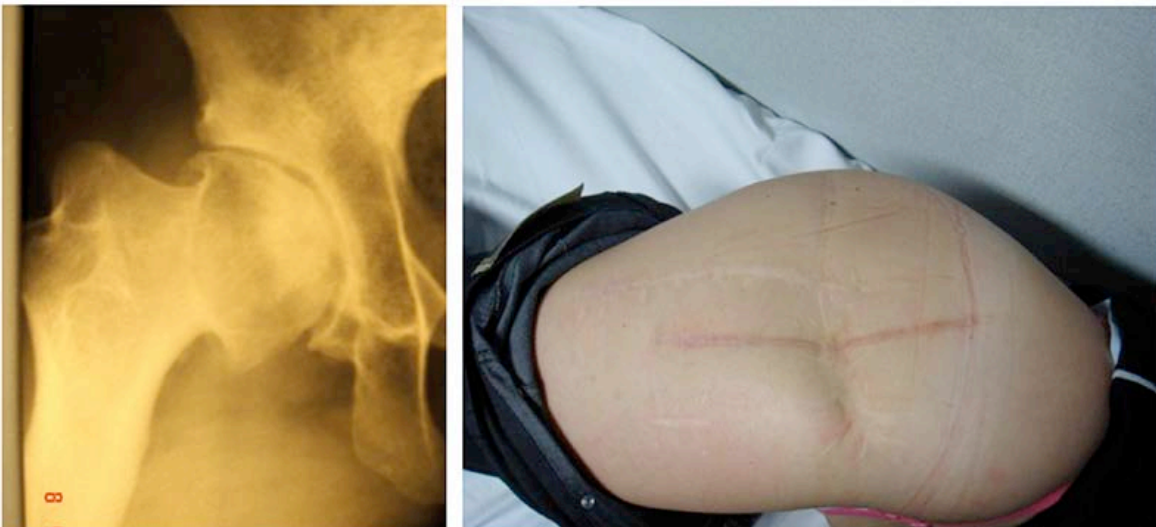


En diferentes trabajos anatómicos, se observó que el *offset* horizontal promedio en rotación interna es de $50,1 \pm 5,3$ en el hombre y $44,3 \pm 5,4$ en la mujer.

La magnitud del *offset* de la prótesis femoral influye fuertemente la mecánica de la cadera luego de una artroplastia total de cadera. Un *offset* aumentado incrementa el brazo de palanca de los músculos abductores. Esto reduce la fuerza que se requiere para realizar una marcha normal, disminuyendo, en consecuencia, la fuerza resultante alrededor de la articulación de la cadera.²⁴

La restauración funcional de la cadera puede verse afectada por el abordaje (la entrada al canal se modifica según sea anterior o posterior), la anatomía del fémur proximal (varo-valgo-anteversión-displasia-tipo de canal), las alteraciones de partes blandas (retracciones-laxitud-déficits musculares).³¹





Los pacientes están cada vez menos dispuestos a aceptar una discapacidad física o limitaciones posoperatorias que en generaciones anteriores, con demandas mecánicas mayores.³¹

Actualmente, el objetivo del reemplazo total de cadera debe estar focalizado en restaurar el balance mecánico y funcional de la cadera. Para ello se requiere: 1) excelente planificación preoperatoria, 2) minimizar el trauma sobre músculos, tendones y ligamentos, 3) prótesis que nos permitan recuperar el *offset* y colocar la cabeza femoral en el centro de rotación anatómico.

Restaurar el *offset* genera: aumento de la fuerza de la palanca abductora (con disminución del desgaste de los componentes, dolor lateral en la cadera y Trendelemburg), reducción de la luxación e *impingement* y aumenta la tensión en pacientes laxos sin alargar el miembro.^{24,15}

No es significativo el aumento del estrés proximal del manto de cemento y tallo protésico,²⁸ pero se ha observado en tallos no cementados con cuellos anteversos, un mayor estrés en la superficie anterior del fémur, tanto como en los cuellos retroversos sobre la superficie posterior.⁵

Los cuellos modulares mejoran el rango de movimiento y previenen el *impingement* en casos con excesiva anteversión o retroversión de fémur. El *impingement* es un serio problema sobre todo en superficies duras.^{14,11,18}

Por otro lado, el uso de cuellos modulares genera controversias, debido a sumar una modularidad, pero el disponer de estadísticas de más de 20 años (su uso comenzó en 1985) para el 2000 se habían implantado 270.000 en el mundo, con múltiples estudios con supervivencia de los implantes con cuellos modulares de titanio del 95% al 99% a los 10 años.^{4,13,16,21,23,25}

Estudios sobre *fretting*, corrosión y aumento de iones con problemas a corto plazo se han presentado generando el retiro y la alerta por parte de la FDA de la prótesis Stryker ABGII (7 de septiembre de 2012) y con similares complicaciones con otros modelos (Margron Hip Prosthesis, Aesculap AG),^{1,3,8,22,26} mostrando disparidad con otros diseños que, en estudios a 10 años, comparativos con prótesis no modulares no han observado elevaciones de iones significativos.^{4,23}

Se ha comunicado fractura del cuello modular, con combinación de pacientes con exceso de peso >100 kg, cono largo varo y, en algunos casos, con cabeza grande metal-metal.¹²

En 2009, se introducen los cuellos modulares de cromo cobalto (según trabajos, disminuyen el *fretting* y el micromovimiento, al compararlos con los de titanio),²² pero se tendrá que continuar el monitoreo debido al efecto batería (corrosión galvánica) cuando se utilizan combinados con tallos de titanio como ocurrió con la prótesis de Stryker.

En los cuellos modulares es de vital importancia:

- La limpieza del cono y evitar cualquier fluido previo a la impactación.²²
- El adecuado impacto del cono dentro del tallo (pues una inapropiada impactación incrementa el *fretting* y la corrosión significativamente).

Conclusiones

Recuperar el *offset* y el adecuado balance pelviano colabora en disminuir el desgaste en la articulación.

En una alta proporción de casos, las prótesis convencionales no logran restaurar el *offset* del paciente (según detallan estudios anatómicos).

En ocasiones, la fijación del tallo femoral compite negativamente en la colocación de la cabeza femoral en el sitio anatómico correcto (los cuellos modulares facilitan dicha colocación).

Ideal para pacientes con displasia y trastornos anatómicos del fémur proximal.

No todos los cuellos modulares funcionan de la misma manera (se han reportado graves problemas con cuellos modulares Stryker ABG II [FDA 7-09-12]).

Es un estudio retrospectivo a corto plazo de nuestra experiencia con excelente resultado, se requerirá mayor tiempo de seguimiento para arribar a conclusiones definitivas.

Bibliografía

1. Vundelinckx BJ, Verhelst LA, De Schepper J. Taper corrosion in modular hip prostheses: analysis of serum metal ions in 19 patients. *J Arthroplasty* 2013;28(7):1218-1223.
2. Padgett DE, Wright TM. Adverse local tissue reaction arising from corrosion at the femoral neck-body junction in a dual-taper stem with a cobalt-chromium modular neck. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95(10):e71.
3. Cooper HJ, Urban RM, Wixson RL, Meneghini RM, Jacobs JJ. Adverse local tissue reaction arising from corrosion at the femoral neck-body junction in a dual-taper stem with a cobalt-chromium modular neck. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95(10):865-872.
4. Omlor GW, Kretzer JP, Reinders J, Streit MR, Bruckner T, Gotterbarm T, Aldinger PR, Merle C. In vivo serum titanium ion levels following modular neck total hip arthroplasty--10 year results in 67 patients. *Acta Biomater* 2013;9(4):6278-82. doi: 10.1016/j.actbio.2012.12.001. Epub 2012 Dec 8
5. Politis AN, Siogkas GK, Gelalis ID, Xenakis TA. Patterns of stress distribution at the proximal femur after implantation of a modular neck prosthesis. A biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2013;28(4):415-422. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.02.004 Epub 2013 Mar 1.

6. Ellman MB, Levine BR. Fracture of the modular femoral neck component in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2013;28(1):196. e1-5. doi: 10.1016/j.arth.2011.05.024. Epub 2011 Jul 27.
7. Kouzelis A, Georgiou CS, Megas. Dissociation of modular total hip arthroplasty at the neck-stem interface without dislocation. *J Orthop Traumatol* 2012;13(4):221-4. doi: 10.1007/s10195-011-0172-9. Epub 2011 Dec 8.
8. Hsu AR, Gross CE, Levine BR. Pseudotumor from modular neck corrosion after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2012;41(9):422-426.
9. Chana R, Esposito C, Campbell PA, Walter WK, Walter WL. Mixing and matching causing taper wear: corrosion associated with pseudotumor formation. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94(2):281-286. doi: 10.1302/0301-620X.94B2.27247.
10. Kurtz WB.J In situ leg length measurement technique in hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012;27(1):66-73. doi: 10.1016/j.arth.2011.02.003. Epub 2011 Mar 23.
11. Miki H, Sugano modular neck for prevention of prosthetic impingement in cases with excessively anteverted femur. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26(9):944-949. Do10.1016/j.clinbiomech.2011.05.016. Epub 2011 Jun 15.
12. Skendzel JG, Blaha JD, Urquhart AG. Total hip arthroplasty modular neck failure. *J Arthroplasty* 2011;26(2):338.e1-4. doi:10.1016/j.arth.2010.03.011. Epub 2010 Apr 9.
13. Traina F, De Fine M, Tassinari E, Sudanese A, Calderoni PP, Toni A. Modular neck prostheses in DDH patients: 11-year results. *J Orthop Sci* 2011;16(1):14-20. doi: 10.1007/s00776-010-0018-y. Epub 2011 Jan 22.
14. Matsushita A, Nakashima Y, Fujii M, Sato T, Iwamoto Y. Modular necks improve the range of hip motion in cases with excessively anteverted or retroverted femurs in THA. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468(12):3342-3347. doi: 10.1007/s11999-010-1385-6. Epub 2010 May15.
15. Duwelius PJ, Hartzband MA, Burkhart R, Carnahan C, Blair S, Wu Y, Grunkemeier GL. Clinical results of a modular neck hip system: hitting the "bull's-eye" more accurately. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2010;39(10 Suppl):2-6.
16. Benazzo F, Rossi SM, Cecconi D, Piovani L, Ravasi F. Mid-term results of an uncemented femoral stem with modular neck options *Hip Int* 2010;20(4):427-433.
17. Dangles CJ, Altstetter CJ. Failure of the modular neck in a total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010;25(7):1169. e5-7. doi: 10.1016/j.arth.2009.07.015. Epub 2009 Oct 17.
18. Cameron HU. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: opposes. *Orthopedics* 2010;33(9):641. doi: 10.3928/01477447-20100722-27.
19. Dunbar MJ. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: affirms. *Orthopedics* 2010;33(9):640. doi: 10.3928/01477447-20100722-30.
20. Sakai T, Ohzono K, Nishii T, Miki H, Takao M, Sugano N. A modular femoral neck and head system works well in cementless total hip replacement for patients with

- developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92(6):770-776. doi: 10.1302/0301-620X.92B6.23001.
21. Omlor GW, Ullrich H, Kraemer K, Jung A, Aldinger G, Aldinger P. A stature-specific concept for uncemented, primary total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2010;81(1):126-133. doi: 10.3109/17453671003587077.
 22. Grupp TM, Weik T, Bloemer W, Knaebel HP. Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material. *BMC Musculoskelet Disord* 2010;11:3. doi: 10.1186/1471-2474-11-3.
 23. Kretzer JP, Jakobowitz E, Krachler M, Thomsen M, Heisel C. Metal release and corrosion effects of modular neck total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2009;33(6):1531-1536. doi: 10.1007/s00264-009-0729-x. Epub 2009 Feb 14.
 24. Traina F, De Fine M, Biondi F, Tassinari E, Galvani A, Toni A. The influence of the centre of rotation on implant survival using a modular stem hip prosthesis. *Int Orthop* 2009;33(6):1513-1518. doi: 10.1007/s00264-008-0710-0. Epub 2008 Dec 20.
 25. Blakey CM, Eswaramoorthy VK, Hamilton LC, Biant LC, Field RE. Mid-term results of the modular ANCA-Fit femoral component in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91(12):1561-1565. doi: 10.1302/0301-620X.91B12.22638.
 26. Kop AM, Swarts E. Corrosion of a hip stem with a modular neck taper junction: a retrieval study of 16 cases. *J Arthroplasty* 2009;24(7):1019-1023. doi: 10.1016/j.arth.2008.09.009. Epub 2008 Oct 5.
 27. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Merti P, Marchetti E, Stindel E. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95(3):210-219. doi: 10.1016/j.otsr.2009.03.010. Epub 2009 May.
 28. Simpson DJ, Little JP, Gray H, Murray DW, Gill HS. Effect of modular neck variation on bone and cement mantle mechanics around a total hip arthroplasty stem. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24(3):274-285.
 29. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91(3):333-340. doi: 10.1302/0301-620X.91B3.21390.
 30. Steppacher SD, Ecker TM, Timmerman I, Murphy SB. Managing length and stability: the role of the modular neck. *Orthopedics* 2008;31(9):900-902.
 31. Blaha JD. The modular neck: keystone to functional restoration. *Orthopedics* 2006;29(9):804-805.
 32. Antonietti B, Paderni S, Sama D, Comitini V, Sudanese A. Anatomic cementless total hip arthroplasty with ceramic bearings and modular necks: 3 to 5 years follow-up. *Chir Organi Mov* 2003;88(3):259-265.

33. Sakai T, Sugano N, Fujii M, Nishii T, Ohzono K, Yoshikawa H. Sciatic nerve palsy after cementless total hip arthroplasty. Treatment by modular neck and calcar shortening: a case report. *J Orthop Sci* 2002;7(3):400-402.
34. Toni A, Sudanese A, Paderni S, Guerra E, Bianchi G, Antonietti B, Giunti A. Cementless hip arthroplasty with a modular neck. *Chir Organi Mov* 2001;86(2):73-85.
35. Sakalkate DP, Sharkey PF. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001;388:125-134.
36. Maruyama M, Feinberg JR. Morphologic features of the acetabulum and femur. *Clin Orthop Relat Res* 2001;393:52-65.
37. Massin P, Geais L. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. *J Arthroplasty* 2000;15(1):93-101.
38. Clement B. Sledge Cadera, Master en cirugía ortopédica. Ed. Marban, 1999.
39. Cirugía ortopédica, Campbell, editado por S. T. Canale. Vol 1, novena edición. Harcourt-Brace. 1998.
40. Huddleston HD. An accurate method for measuring leg length and hip offset in hip arthroplasty. *Orthopedics* 1997;20(4).
41. Viceconti, Baleani, Squarzone, Toni. Fretting wear in a modular neck hip prosthesis. *J Biomed Materials Res* 1997;35.
42. Viceconti, Ruggeri, Toni, Giunti. Design-related fretting wear in modular neck hip prosthesis. *J Biomed Materials Res* 1996;30.
43. McGrory BJ, Morrey BF. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1995;77(6):865-869.
44. Lindgren JU, Rysavy J. Restoration of femoral offset during hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1992;63(4):407-410. 14- Rubin PJ, Leyvraz PF. The morphology of the proximal femur. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 74(1): 28-32, 1992.
45. Sugano n, Ohzono K, Nishii T, et al. Computed tomography based computer preoperative planning for total hip arthroplasty. *Comput Aided Surg* 1998;3:320-324.