

## Artículo original

## Respuesta del tejido óseo al componente femoral no cementado tipo Echelon en la artroplastia total de cadera (ATC) de revisión

Juan Carlos Alvarado Soriano,\* Ramón Suárez Dueñas,\*\* Jorge Negrete Corona,\*\*\* José Fernando Ramos Morales,\*\*\*\* José Manuel Jiménez Aquino\*\*\*\*

Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos ISSSTE, México D.F.

**RESUMEN.** *Introducción.* Presentamos los resultados preliminares a corto plazo en un estudio de cohorte de la ATC de revisión en el aflojamiento aséptico enfocado a valorar la respuesta biológica de osteointegración metadiáfisisaria del implante femoral no cementado mediante un recubrimiento poroso extenso in-growth. *Material y métodos.* Se evaluaron resultados clínicos, radiológicos y de satisfacción personal SF36 (evaluación de calidad de vida relacionada con la salud) en un total de cuatro pacientes a los que realizamos cuatro artroplastias total de cadera (ATC) de recambio, con diagnóstico de aflojamiento protésico aséptico, clínico-radiográfico, con sintomatología dolorosa anterior del muslo. Tres ATC primarias y una hemiarthroplastia. Tiempo promedio de seguimiento posterior al recambio: 41.5 semanas. *Resultados.* Desde la sexta semana postoperatoria se presentó una mejoría radiográfica del aspecto óseo por mineralización y la disminución de las zonas radiolúcidas de las interfaces y a partir de la semana 20 en grado variable datos de osteointegración, no se ha presentado hundimiento femoral y en todos los casos desapareció el dolor anterior de muslo. *Discusión.* El tamaño del tallo, la rigidez, la geometría y la extensión de cubierta porosa parecen influir en la remodelación ósea; en los implantes de superficie de cubierta porosa extensa parece asegurar una fijación confiable a lar-

**SUMMARY.** *Introduction.* We present the preliminary, short-term results of a cohort study of revision THA focused on aseptic loosening and aimed at assessing the metadiaphyseal bone ingrowth biological response of an uncemented femoral implant with an extensive porous coating. *Material and methods.* The clinical, X-ray and personal satisfaction outcomes (SF-36) of four patients were assessed. We had performed four exchange THAs due to a diagnosis of clinical and radiographic aseptic prosthetic loosening, with symptoms of anterior thigh pain. Three THAs were primary and one was a hemiarthroplasty. Mean follow-up after the prosthetic exchange was 41.5 weeks. *Results.* As of postoperative week six, a radiographic improvement of the bone appearance was seen due to mineralization and decrease in the radiolucent areas in the interfaces. As of week 20, variable degrees of bone ingrowth were seen. No femoral subsidence has occurred and anterior thigh pain was relieved in all cases. *Discussion.* Stem size, stiffness, the geometry and the extension of the porous coating seem to affect bone remodeling. Implants with an extensive porous-coated surface seem to assure a reliable, long-term fixation and provide a circumferential seal against debris.

\* Médico, adscrito al Servicio de Cirugía Articular, adjunto al Curso de Ortopedia, UNAM.

\*\* Médico residente al Servicio de Cirugía Articular.

\*\*\* Médico Jefe del Servicio de Ortopedia, Titular al Curso de Ortopedia, UNAM.

\*\*\*\* Médico adscrito al Servicio de Ortopedia.

Dirección para correspondencia;

Dr. Juan Carlos Alvarado Soriano

Gelati 29, 1206. San Miguel Chapultepec Delegación Miguel Hidalgo C. P. 11850. Hospital Ángeles Mocel. E-mail: jcarsoalva@hotmail.com

go plazo y proporcionar un sello circunferencial contra eldebris.

**Palabras clave:** artrosis, cadera, artroplastía, prótesis, revisión, no cementada,debris, fijación.

**Key words:** arthrosis, hip, arthroplasty, prosthesis, revision, uncemented, debris, fixation.

## Introducción

La principal causa de los fracasos a largo plazo en las artroplastias totales de cadera es la osteólisis que radiográficamente se muestra como líneas radiotransparentes en las interfases implante-hueso o cemento-hueso, progresando hasta ocasionar la falla de la fijación.

La aparición de la modularidad nos proporcionó un conocimiento más profundo de cada componente en las prótesis totales de cadera. Hemos puesto nuevamente mayor atención hacia las superficies de articulación de polietileno como la causa limitante primaria en la duración de las artroplastias de cadera. La formación de partículas y los desechos de desgaste se han vuelto de importancia principal en los sistemas convencionales de artroplastia de cadera. Eldebris (partículas de desgaste), se entiende ahora que inicia una respuesta en el huésped contra el material de desgaste, activando a los macrófagos y la subsecuente activación osteoclástica, lo cual resulta en un compromiso de la fijación periprotésica y el hueso del huésped. Las partículas pueden producirse no solamente mediante el desgaste sino también mediante aflojamiento y fragmentación. La fuente más común de partículas de desgaste en las artroplastias de cadera continúa siendo la articulación entre el componente femoral y del acetábulo,<sup>1</sup> de manera que las partículas de desgaste en los implantes no cementados tienen el acceso en la interfase implante-hueso por medio del líquido al entorno periprotésico favorecido por las presiones intraarticulares elevadas generadas durante la marcha. En las artroplastías cementadas el micromovimiento del eje y las fracturas del cemento permiten la entrada de los restos de las partículas, ocasionando la osteólisis.<sup>2</sup>

Existe controversia en aspectos relacionados con el implante del vástago femoral no cementado donde la fijación biológica facilite el anclaje mediante crecimiento óseo por aposición sobre superficies óseas metálicas rugosas (on-growth) o por crecimiento óseo intersticial dentro de las superficies porosas de los metales osteointegración (in-growth), prolongando la longevidad del implante en uso, destacando el diseño anatómico del vástago cuyo objetivo consiste en conseguir un mejor anclaje metadiáfisis para transferir el máximo posible de cargas en la metáfisis sin permitir una fijación distal, logrando una fijación primaria y secundaria proximal de acuerdo al estrechado distal, que permite una fijación del vástago, pero sin que se concentren las solicitudes en una sola.

El riesgo a largo plazo es el «stress shielding» u osteoporosis proximal por transferencia de cargas a través de la prótesis que siempre es más rígida que el hueso, vista a menudo en la osteointegración intersticial (in-growth) que en una unión fibrosa distal.<sup>3</sup>

Hasta el momento no contamos con un implante protésico ideal, aceptado universalmente como definitivo, que comparta las características fisiológicas y mecánicas del tejido óseo como el prototipo que conjuga la elasticidad, resistencia y que coexiste con el tejido óseo cuya particularidad física es la absorción de carga, de tensión y remodelación, de acuerdo a las solicitudes de esfuerzo que le permita cambios morfológicos en base a estas solicitudes.

El objetivo del presente trabajo es estudiar la respuesta del tejido óseo al componente femoral no cementado tipo Echelon en la artroplastia total de cadera (ATC) de revisión en pacientes sometidos a cirugía de revisión de cadera con vástago anatómico en relación a la osteointegración. Incluirímos el resultado clínico de acuerdo a la escala de satisfacción personal del paciente SF36 (evaluación de calidad de vida relacionada con la salud).

## Material y métodos

En el Servicio de Ortopedia del Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos, ISSSTE, se realizó un estudio de cohorte de septiembre de 2005 a agosto de 2006.

Un total de cuatro pacientes, 3 de sexo femenino y 1 masculino, entre 72 y 55 años con una edad media de 65.8 años. Se realizaron cuatro ATC de revisión, con diagnóstico de aflojamiento aséptico, de los cuales fueron tratados previamente dos con artroplastia total de cadera cementada, 1 izquierda y 1 derecha (*Figura 1*), una ATC híbrida derecha (*Figura 2*) y 1 con hemiartroplastia de Thompson derecha. En las ATC primarias con una evolución de 17 y 2.5 años con media de 9.7 años y 1 hemiartroplastia de 1.6 años con un seguimiento de 41.5 semanas promedio.

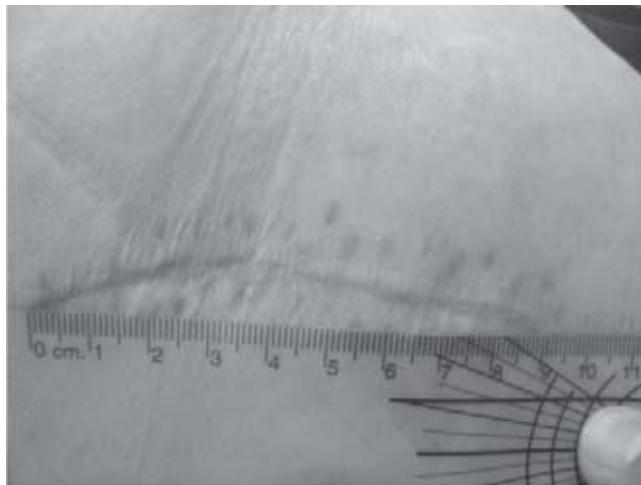
Incluimos a todos los pacientes que presentaban aflojamiento aséptico clínico-radiográfico con sintomatología dolorosa anterior del muslo, así como deficiencia glútea por atrofia muscular; como criterios de exclusión los pacientes con proceso infeccioso agregado.

Todos los pacientes presentaban zonas radiolúcidas mayores de 2 mm en las siete áreas de Gruen en las proyecciones AP y lateral (*Figura 1*).

Los resultados de la osteointegración se evaluaron radiográficamente en las proyecciones AP y lateral de fémur



**Figura 1.** Aflojamiento aseptico (17 años de PO).



**Figura 2.** Abordaje de Watson-Jones.

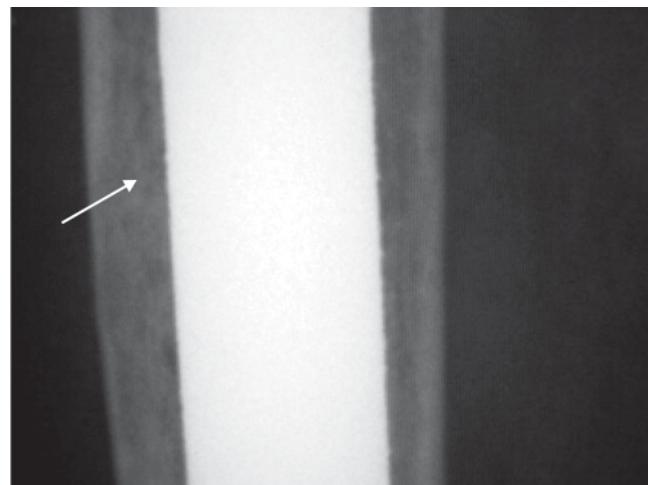
proximal (*Figura 3*)<sup>4</sup> delimitando las 7 zonas de Gruen, evaluando: hundimiento, osteólisis, líneas de esclerosis, líneas radiolúcidas, remodelación o evidencia de aflojamiento del componente. Elegimos el tipo de vástago según la clasificación de Bourne-Rorabeck de la deficiencia ósea femoral (*Tabla 1*).<sup>2</sup>

Realizamos un interrogatorio directo de la satisfacción clínica (SF 36) que el paciente presentó hasta el mes de agosto de 2006.<sup>4</sup>

Utilizamos un abordaje anterolateral de Watson-Jones (*Figura 2*). Respetando el trocánter mayor se extrajo el componente femoral y cemento por la metáfisis proximal femoral. En un paciente se realizó ventana ósea distal al vástago de 2 x 1 cm, ya que presentaba un tapón óseo que impedía la permeabilización del canal femoral, protegiéndose posteriormente con cerclajes (*Figura 4*).

Se sustituyó el componente femoral por un vástago tipo Echelon anatómico de cromo cobalto, cuello tipo Morse 12-14 círculo trapezoidal angulación de 135° hombro redondeado con punta estriada y ranura central (*Figura 5*).

Recubierta porosa circunferencialmente en sus ¾ partes por microesferas de titanio de 250-450 micras, con el objetivo de sellar proximalmente, proporcionando un cierre



**Figura 3.** Osteointegración.

**Tabla 1.** Clasificación de Bourne-Rorabeck de la deficiencia ósea femoral.

Tipo de defecto	Descripción del hueso	
	Esponjoso	Cortical
1	Intacto	Intacto
2	Deficiente	Intacto
3	Deficiente	Deficiente
4	Ausente	Ausente

hermético eficaz frente a la migración distal de los restos y líquidos en el canal femoral, con punta estriada y canulada pulida, para minimizar el fenómeno de punta, permitiendo una estabilidad mecánica distal controlada, buscando con este implante la obtención de una fijación primaria y secundaria metafisaria, flexibilidad del segmento diafisario del vástago y transferencia progresiva de cargas en sentido distal para mejorar la osteointegración y evitar el estrés shielding. En ninguno de los casos se colocó injerto óseo.

Todos los pacientes se mantuvieron en reposo por 4 semanas, iniciando el apoyo parcial a la 5<sup>a</sup> semana asistida con andadera ortopédica por tres semanas y un apoyo total

a las 8 semanas, controles radiográficos de fémur en proyección AP y lateral a las 2, 6 y 12 semanas. Posteriormente, cada dos meses hasta el sexto mes y una cohorte en agosto de 2006 evaluando el grado de crecimiento óseo periprotésico y stock óseo.



Figura 4. Ventana ósea y cerclaje.



Figura 5. Prótesis de revisión Echelon.

## Resultados

En los 4 casos (100%) desde la sexta semana se observó un mejoría radiológica del aspecto óseo, la mineralización y la disminución de las zonas radiolúcidas de las interfa- ses. A partir de la semana 20 de manera variable se obser- vó ausencia de líneas reactivas periprotésicas con un creci- miento óseo periprotésico diafisario proximal completo a la semana 41, datos radiográficos de osteointegración en las áreas de Gruen y en ningún caso se presentó hundi- miento radiográfico del componente femoral (*Figura 3*).

Los 4 pacientes no presentan dolor del muslo hasta la fecha, probablemente por la respuesta ósea satisfactoria y osteointegración que en todos los casos se presentó, logrando una fijación cortical en el fémur proximal y una fi- jación fibrosa distal, logrando la integración biológica metal-hueso metadiáfisisaria (*Figura 6*).

El promedio de puntuación (SF 36) fue de 96 puntos, lo que nos traduce en el paciente mejoría clínica con respec- to a su funcionalidad y satisfacción personal, logrando un estímulo para sentirse útil y no una carga para la familia y sociedad.

## Discusión

El costo de ATC primaria en un año es de 1.2 billones de dólares, mientras que la revisión excede los 600 millo- nes de dólares con incremento de la morbilidad por año en EUA.<sup>1</sup>

Las artroplastias de revisión demandan atención espe- cial para resolver los problemas potenciales, como el retiro de los componentes fallidos y del cemento, deficiencias en la calidad ósea y la reinserción de los nuevos componen-



Figura 6. Fijación fibrosa distal.

tes. En busca de prolongar la vida media de éstos, se han diseñado nuevos implantes y nuevas técnicas de cementación y anclaje biológico. El anclaje de las prótesis es un tema controversial.

La clasificación y la planeación preoperatoria tienen importancia primordial tanto para elegir la técnica quirúrgica, técnica de aplicación del injerto óseo, tipo de componentes de revisión y técnicas para su inserción.

La fijación estable primaria proximal se logró mediante un fresado correcto, obteniendo mayor grado de adosamiento entre implante y hueso; se contó con una fijación distal por medio de la punta estriada y canulada. El contacto íntimo entre el implante y el hueso circundante y la fijación rígida es trascendental para obtener el crecimiento óseo. Los movimientos de más de 150 nanomicras o los espacios de dos milímetros o más delimita el crecimiento óseo, anticipando un crecimiento de tejido fibroso con franca tendencia a la falla de los implantes. El tamaño del tallo, la rigidez, la geometría y la extensión de cubierta porosa parecen influir en la remodelación ósea que lleva a la pérdida de densidad proximal con hipertrofia cortical distal. Este fenómeno de protección de cargas clásicamente ha sido atribuido a los implantes no cementados con cubierta extensa, pero es evidente en la mayoría de los tallos cementados y no cementados; los patrones de reabsorción vistos en las radiografías pocas veces han sido reportados como causa de falla clínica, pero sí pueden indicar una artroplastia de revisión más difícil en los casos de hueso proximal comprometido en los tallos proximales de cubierta porosa. La pérdida gradual de fijación y los signos radiográficos de falla inminente han sido los principales problemas, tanto en la artroplastia primaria como en la de revisión. Una superficie de crecimiento circumferencial adecuado parece ser necesario en los implantes de superficie de cubierta porosa extensa para asegurar una fijación a largo plazo confiable y proporcionar un sellado circumferencial contra eldebris. Una de las fuerzas atrás del desarrollo de la tecnología de la cementación era la preocupación acerca de la pérdida ósea endóstica, generalmente debida a la presencia del cemento acrílico, sin embargo esta complicación también puede ser vista en implantes no cementados. Los movimientos del implante y las reacciones tisulares contra las partículas de polietileno, metálicas ydebris son los mecanismos que con mayor frecuencia pueden llevarnos al fracaso del implante. El amplio uso de las prótesis no cementadas modulares incrementa aún más el riesgo teórico de formación deldebris a partir del desgaste, abrasión y la corrosión.

El estudio maneja un universo de población pequeño y con un período de seguimiento corto. No obstante, los resultados preliminares son prometedores y nos estimula a continuar ingresando a nuevos pacientes al estudio y así enriquecer nuestra casuística a 10 y 15 años. Un estímulo alentador a continuar con el vástago femoral tipo Echelon son los resultados favorables que hasta el momento tenemos. No se ha presentado en nuestra casuística

ningún caso de hundimiento, dolor de muslo, infecciones ni fracturas periprotésicas. A pesar de las malas características óseas de los fémures trabajados hubo buena respuesta ósea al material, logrando la osteointegración en cada uno de los casos con un pronto inicio de la deambulación y reincorporación a sus actividades diarias que, previo a la cirugía, no realizaban y así mejorar su calidad de vida.

Se espera que los métodos de esterilización y empaque y los esfuerzos para minimizar el desgaste utilizando polietilenos de mejor calidad nos llevarán a la reducción de las secuelas relacionadas con eldebris y llevarnos a la mejoría de los resultados a largo plazo mediante el uso de los insertos acetabulares de polietileno.

## Bibliografía

1. Paprosky WG: Revision total hip arthroplasty: Monograph series. *Am J Orthop* 2000; 49: 119-30.
2. Sim FH: *Instructional Course Lectures*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2001; 50.
3. Navarrete MJ, Carrera CL, Navarro QA: Vástago no cementado encerujado en cirugía de revisión: Resultados preliminares. *Rev Mex Ortop Traumatol* 2003; 17(3): 122-7.
4. Ware JE Jr, Sherbourne CD: The MOS 36-item short-form health survey (SF-36)I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 1992; 30(6): 473-83.
5. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC: Mechanism and clinical significance of wear debris -induced osteolysis. *Clin Orthop Relat Res* 1992; (276): 7-18.
6. Charnley J: *Low friction hip arthroplasty*. Barcelona, Salvat, 1979: 115-342.
7. Dorr LD: Total hip replacement using APR system. *Tech Orthop* 1986; 3: 22.
8. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH: Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993; 14(3): 231-42.
9. Fernández FM, Bustos VJM, Roure J, et al: Experiencia preliminar con el sistema ABG de artroplastia total de cadera. *Rev Mex Ortop Traumatol* 2003; 17(3): 3-8.
10. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC: «Modes of failure» of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1979; (141): 17-27.
11. Guerado P, De la Varga S, Díaz VM, et al: Resultados del nuevo vástago femoral no cementado meridian. *Rev Mex Ortop Traumatol* 2002; 46(6): 499-504.
12. Hernández DV: *Cirugía ortopédica y traumatológica: la cadera*. Madrid, Panamericana, 1997: 269-350.
13. Johnston RC, Fitzgerald RH Jr, Harris WH, Poss R, Muller ME, Sledge CB: Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement a standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72(2): 161-8.
14. Engh CA, Hooton JP Jr, Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M, McGovern TF, Macalino GE, Zicat BA: Porous-coated total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 298: 89-96.
15. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS: The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res* 1988; (235): 148-65.
16. Sim FH: *Instructional Course*. American Academy of Orthopaedic Surgeons Lectures. 2001;2(50) 2:15-31.
17. Sledge CB: *Techniques in orthopaedic surgery and traumatology*. New York, 1st edition Marban, 1999.
18. Spotorno L, Romagnoli S: Indications for the CLS stem, The CLS uncemented total hip replacement system. *Berna Protek* 1991: 4.