

Nuestra experiencia con el minivástago femoral de disco a compresión y el cotilo Hedrocel (tantalio)

Experience with uncemented Thrust Plate Protesis and tantalium acetabular component Hedrocel

S. SÁNCHEZ-HERRÁEZ, J. A. ALONSO-BARRIO, R. MENCÍA-BARRIO, J. M. ACOSTA-FLÉ, O. FERNÁNDEZ-HERNÁNDEZ, J. J. GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ.
SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL DE LEÓN

Resumen. Durante los años 2000 a 2002 intervenimos 18 pacientes de artrosis o necrosis sintomática de cadera, con minivástago de fijación metafisaria de Disco a Compresión (Sulzer) y cotilo monobloque de tantalio Hedrocel (Zimmer), con par de fricción alúmina-polietileno. La edad media de los pacientes fue de 46,7 años (rango 35-61), y el seguimiento medio de 42 meses. La valoración clínica se realizó con la escala de Merle D'Augbigné Postel obteniendo 38,8 % de resultados excelentes, 22,2 de resultados buenos, 11,1% regulares y 27,4% malos (5 casos). Cuatro casos necesitaron reintervención por aflojamiento del tallo femoral. No hubo ningún fracaso del cotilo. La sustitución protésica de la cadera en los pacientes jóvenes requieren soluciones con la menor resección de hueso, pero este modelo de tallo femoral, no da un resultado satisfactorio, por lo que lo hemos abandonado.

Summary. Between 2000 2002 we treated 18 patients with symptomatic osteoarthritis or osteonechrosis of hip, with uncemented Thrust Plate Protesis (Sulzer) and tantalium acetabular componente Hedrocel (Zimmer), with ceramic-polyethylene pair. The average age of the patients was 46,7 years (range:35-61), and the average follow-up of 42 months. Clinical evaluation was done with Merle D'Augbigné Postel's scale obtaining 38,8 % of excellent results, 22,2 % of good results, 11,1 % fair and 27,4 % poor (5 cases). Four cases needed re-operation for loosening of the femoral stem. There was no failure of the acetabular component. The hip arthroplasty in the young patients need solutions with the minor resection of bone, but this model of femoral stem does not give a satisfactory result, therefore we have abandoned it.

Introducción. Nuestro objetivo es presentar los resultados obtenidos en nuestro Servicio, en 18 pacientes intervenidos por dolor e impotencia funcional de cadera, por defectos condrales degenerativos o por osteonecrosis localizadas en zonas de carga articular de la cabeza femoral, a los que se implantó un componente femoral conservador o ahorrativo, denominado "minivástago femoral de Disco a Compresión" y el cotilo "Hedrocel" de tantalio, de estructura trabecular y diseño elíptico.

El cotilo Hedrocel de tantalio es monobloque, formando la cúpula y el polietileno

una misma pieza, eliminando por tanto una interfaz entre ambos, con la consiguiente disminución de partículas y pudiendo retrasar el desgaste del polietileno. Su configuración elíptica, en vez de esférica, le dota de una excelente estabilidad primaria sin necesidad de usar tornillos. El cotilo Hedrocel está fabricado con técnicas de deposición de vapor que crean una configuración de celdas metálicas similar al hueso trabecular; esta microestructura cristalina del tantalio (metal trabecular) es propicia a la aposición ósea directa.

El uso de los cotilos trabeculares de tantalio (con un 80 % de porosidad) y pares de

Correspondencia:

Sergio Sánchez Herráez.
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica.
Hospital de León.
Avda. Suero de Quiñones, 5, 1º B.
24002. León.
herraezsergios@yahoo.es



Figura 1. Minivástago femoral de Disco a Compresión.

fricción alúmina-polietileno, favorecen la creación de una matriz tridimensional continua para el crecimiento de un hueso, con características físicas y mecánicas muy similares a las del hueso esponjoso, incluyendo la compresión y rigidez, para generar un encaje estable precoz por su geometría elíptica y una fuerte fijación a largo plazo por su estructura trabecular (1-3).

El minivástago conservador o ahorrativo está compuesto por varias piezas (Fig. 1):

- Disco a compresión: de titanio, con recubrimiento poroso, que se apoya en la osteotomía del cuello femoral y que proximalmente se continúa con el cuello y el cono 12/14. El disco a compresión, en su cara inferior, tiene unos canales y estrías que favorecen la integración ósea y aumentan la superficie de contacto; se continúa distalmente con el minivástago de forma troncocónica, recubrimiento poroso y hueco en su interior para alojar el perno roscado.

- Perno roscado: también de titanio pero liso, que en su extremo proximal se enrosca en el interior del cuerpo del minivástago y distalmente atraviesa la cortical externa del fémur para ensamblarse con la brida.

- Brida: Es una placa de pequeñas dimensiones, con una angulación de 25°, que

se ensambla en el perno y se fija con dos tornillos de cortical en la cara lateral del fémur, por debajo del trocánter mayor.

Inicialmente estos minivástagos fueron implantados en el Hospital Canton de Chur (Suiza) en 1978 y los primeros resultados, publicados por estos cirujanos (115 pacientes) en colaboración con los del Departamento de Ortopedia de la Universidad de Zurich (47 pacientes) y otros presentados por cirujanos de otras localizaciones y continentes, muestran resultados muy dispares (4-6). El objetivo principal de todos ellos, era preservar la mayor cantidad de hueso sano posible, puesto que fueron implantados principalmente en grupos restringidos de edad, entre los 20 y 69 años, con necrosis avascular y osteoartritis primarias idiopáticas o secundarias, donde podía suponerse necesaria una cirugía de revisión a medio-largo plazo.

Las indicaciones de este tipo de vástago serían las propias de los vástagos femorales no cementados y sobre todo, estaría indicado fundamentalmente en los pacientes jóvenes y de mediana edad, con buena calidad ósea y con vida muy activa, en los que se prevén varias cirugías futuras de revisión. Con este tipo de vástago se consigue un ahorro óseo metafisario que hace posible, si es necesario su recambio, el implantar un vástago primario, cementado o no cementado, dependiendo de cada situación particular.

Entre las limitaciones para el empleo de éste tipo de minivástagos metafisarios, se encuentran aquellos casos con gran deformidad femoral proximal o pérdida importante de hueso, y aquellos pacientes con cuellos femorales en varo o de corta longitud. El coste elevado de este minivástago, muy superior al de los vástagos no cementados convencionales, también supone una limitación importante a su uso.

Ambos componentes protésicos fueron implantados en nuestro servicio entre octubre del 2000 y octubre del 2002, por un mismo equipo quirúrgico, mediante la vía de abordaje transglútea de Hardinge, que es una de las empleadas habitualmente en nuestro servicio en la cirugía protésica de la cadera.

Material y métodos. Un total de 18 pacientes, entre octubre del año 2000 y octubre del 2002, fueron intervenidos implantándose un minivástago femoral ahorrativo de Disco a Compresión con cotilo de tantalio (Hedrocel) (Fig. 1 y 2), mediante la vía tranaglútea de Hardinge. Las lesiones cartilaginosas post-traumáticas, la osteonecrosis con o sin antecedente traumático previo, y la osteoartrosis primaria o secundaria eran las causas más frecuentemente apreciadas en el estudio de estos pacientes.

Para el empleo de este tipo de componentes fue preciso una cuidadosa selección de los pacientes, por lo que sólo se pudo implantar a un restringido número de enfermos. La técnica quirúrgica femoral es muy exigente en este tipo de minivástago, sobre todo para determinar el lugar exacto de la osteotomía del cuello femoral a 10 mm proximal al trocánter menor y en la determinación del centro del cuello femoral, para perforarlo hasta la cortical externa del fémur distal a su trocánter mayor. La exactitud de estos dos pasos es imprescindible para una implantación correcta del vástago; su estabilidad se completa mediante una mini-placa, también llamada brida, que se fija con dos tornillos de cortical en la región subtrocantérea femoral externa.

La preparación acetabular para implantar el cotilo monobloque de tantalio es similar al resto de los cotilos no cementados, por tanto, es necesario un fresado preciso y ajustado para conseguir una buena estabilidad primaria, que es favorecida por su forma elíptica; el modelo usado por nosotros, al ser monobloque, no dispone de orificios para introducir tornillos, por lo que tenemos que realizar una indicación muy precisa y ser extremadamente cuidadosos en el fresado.

De los 18 pacientes sometidos a este tipo de implantes entre octubre del 2000 y octubre del 2002, 11 fueron varones (61.2 %) y 7 mujeres (38.8 %), con una edad media de 46,7 años y un rango de edad comprendido entre los 35 y 61 años. La duración media del seguimiento fue de 42 meses (rango de seguimiento de 30-64 meses).



Figura 2. Cotilo de tantalio monobloque elíptico hedrocel.

Tabla 1. Escala de valoración funcional de cadera de Merlé-D'Aubigné-Postel

| PUNTOS | DOLOR | MOVILIDAD | MARCHA |
|--------|---|--|--|
| 6 | Ninguno | Flexión > 90° ABD hasta 30° | Normal |
| 5 | Leve e inconstante Actividad normal | Flexión 80-90° ABD hasta 15° | Cojera leve Sin bastón |
| 4 | Leve al caminar Cede en reposo | Flexión 60-80° | Largo tiempo con bastón Corto tiempo sin bastón Cojera |
| 3 | Dolor tolerable Actividad limitada | Flexión 40-60° | Con bastón <1h. Muy difícil sin bastón |
| 2 | Severo al caminar Impide toda activ. | Flexión <40° | Solamente con dos bastones |
| 1 | Severo Incluso en la noche | Ningún movimiento Dolor/ligera deformidad | Solamente con dos muletas |
| 0 | Dolor intenso y permanente | Anquilosis en mala posición | Ninguna marcha |

Para la valoración de los resultados y estudio de la evolución clínica y funcional, empleamos la Escala de la Merle-D'Aubigné-Postel (7), previamente a la cirugía y en las sucesivas revisiones periódicas tras la misma, donde se aplican de 0 a 6 puntos las tres variables estudiadas en esta escala: el dolor referido por cada paciente, el grado de movilidad articular y la marcha (Tabla 1). Con el total de las puntuaciones obtenidas, los pacientes son clasificados en uno de los siguientes subgrupos: grupo de pacien-



Figura 3. Proyección radiográfica anteroposterior izquierda, tras intervención quirúrgica. Implantación del minivástago femoral de Disco a Compresión y cotilo de tantalio monobloque Hedrocel.

tes con resultados excelentes (18 puntos), muy buenos (17 puntos), buenos (15-16 puntos), regulares (13-14 puntos), malos (10-12 puntos) y muy malos (9 o menos puntos).

Además, analizamos el grado de satisfacción del propio paciente (de 0 a 3 puntos) y el dolor padecido, según la escala visual analógica – EVA- (de 0 a 10 puntos) (8), antes y después de la cirugía primaria.

En la última revisión realizada, y mediante el empleo de proyecciones radiográficas anteroposteriores y axiales (Fig.3), se valoró la situación actual del cotilo y del vástago, comparándolo con las radiografías de los estudio previos.

Para analizar la situación radiográfica de este tipo de vástago, y al igual que otros autores (9), valoramos la existencia o no de radiolucencias en cuatro sectores radiográficos: en la zona de osteotomía del cuello femoral en contacto con el disco a compresión, en la zona craneal y caudal al minivástago y en la cara externa del fémur en contacto con la brida. Se valoró también la existencia de calcificaciones periarticulares según la clasificación de Brooker (10), que las agrupa en cuatro

grupos dependiendo de su tamaño y situación:

- Grupo 1: Calcificaciones pequeñas, aisladas.
- Grupo 2: Alguna calcificación grande.
- Grupo 3: Calcificaciones de mayor tamaño pero sin llegar a unirse por los bordes.
- Grupo 4: Gran calcificación por unión de los bordes de varias de ellas.

Resultados. De acuerdo con los criterios de evaluación de la Escala de la Merle-D'Aubigné -Postel, los resultados fueron considerados excelentes en 7 pacientes (38.8 %), muy buenos en 4 pacientes (22.2 %), regulares en 2 pacientes (11.1 %) y malos en 5 pacientes (27.7 %), 4 de los cuales habían sido sometidos ya a un recambio del vástago femoral, 2 de ellos por la rotura de la brida y aflojamiento y, otros tantos por aflojamientos asépticos del minivástago. 3 de estas 4 cirugías de revisión, se realizaron entre los 2 y 6 meses de su primera cirugía, seguramente, por defectos de técnica a la hora de implantarlos, al no haber conseguido una fijación primaria estable, y el cuarto, a los 2 años de la misma.

En cuanto al grado de satisfacción y el dolor referido por los pacientes, la media obtenida fue de 1.6 y 6.1 puntos, antes de la cirugía, y de 1.5 y 1.7 puntos respectivamente, al término de la revisión post-cirugía (30 meses mínimo).

Analizadas y revisadas las pruebas de imagen de los 18 pacientes, apreciamos una disimetría media en torno a 4 mm con respecto a las mediciones obtenidas en la extremidad contralateral, aprovechando que ésta extremidad control no estaba intervenida previamente en ninguno de los casos y que la edad media de los pacientes favorecía estas mediciones comparativas entre ambas extremidades, por no coincidir con ninguna otra patología concomitante. En ninguno de los pacientes se constataron alteraciones estructurales o movilizaciones en los cotilos de tantalio implantados, mientras que, al analizar el tamaño de las calcificaciones periarticulares, el grupo nº 1 según la Cla-

sificación de Brooker (10), fue el observado con más frecuencia.

Discusión. El tratamiento de las lesiones cartilagosas que afectan al espesor del cartílago articular de las grandes articulaciones, entre ellas la cadera, sigue siendo un problema no resuelto. La incidencia de las lesiones cartilagosas articulares y las consecuencias de dolor y limitación funcional para el paciente, explican la búsqueda continuada de tratamientos adecuados.

Por la elevada proporción de pacientes jóvenes intervenidos, se establece que la necrosis avascular idiopática de la cabeza femoral es la principal indicación entre los pacientes candidatos a este tipo de implantes, donde se intenta preservar la mayor cantidad posible de hueso sano.

La capacidad de cicatrización espontánea del cartílago articular es mínima. Las lesiones cartilagosas no cicatrizan, por el contrario, inducen una destrucción progresiva de la superficie articular, hasta el punto de poder desarrollarse cambios subcondrales que interfieran en la biomecánica de la articulación y pueden favorecer el desarrollo de lesiones cartilagosas secundarias. El daño sólo queda limitado al cartílago articular durante las etapas muy precoces; durante la evolución subsiguiente se afectan el hueso subcondral y las estructuras óseas. Las causas de la ausencia de regeneración del cartílago hialino incluyen el estado de reposo permanente de los condrocitos en el adulto, y su proximidad a la lesión, la falta de vascularización del cartílago articular, y la precaria nutrición a gran distancia mediante difusión.

El cotilo de tantalio tiene una porosidad del 80%, permitiendo un crecimiento óseo extenso y una fijación ósea fuerte. Sus propiedades físicas y mecánicas son notablemente similares a las del hueso esponjoso, incluyendo resistencia a la compresión y rigidez parecidas al hueso. En aquel momento, este cotilo no disponía de inserto de alúmina, que hubiera sido la combinación ideal para un par de fricción alúmina-alúmina y conseguir una mayor duración. El polietileno

está moldeado a compresión directa en la cúpula de metal trabecular. La presión creada durante el proceso de moldeo infunde el polietileno directamente en los poros, dando como resultado, un componente monobloque que elimina las preocupaciones sobre mecanismos de bloqueo. Tiene el inconveniente de no poder colocar tornillos en caso necesario y de que en caso de desgaste del polietileno es necesario el recambio también de la cúpula metálica. Este tipo de cotilo de tantalio está dando buenos resultados aunque el periodo de seguimiento aún es pequeño.

Hemos revisado, por tanto, a 18 pacientes durante un período de seguimiento medio de 42 meses, y del estudio deducimos que los fallos precoces del vástago se debieron, probablemente, a defectos técnicos en su implante, pero en los otros pacientes con resultados regulares y malos, no sabemos exactamente cuál es el problema, ya que en las imágenes radiográficas no se aprecian signos de aflojamiento femoral y el implante parece colocado de forma correcta, pero el paciente presenta dolor. Somos partidarios de aquellos implantes protésicos de cadera que permitan conservar la mayor cantidad posible de hueso en el cotilo y en el fémur, para facilitar recambios futuros, pero estos implantes deben tener una fiabilidad y una supervivencia similar a los implantes primarios que se usan habitualmente.

En nuestro Servicio, a la vista de los resultados obtenidos y de los resultados que se han publicado en la bibliografía (4-6,11), hemos desistido de seguir con este implante femoral. El elevado número de fallos de este tipo de vástago femoral metafisario, en nuestra opinión, son debidos, principalmente, a la exigencia de una técnica quirúrgica exacta y que requiere precisión y que, por tanto, no tolera pequeños defectos en su implante, y también a un diseño no demasiado perfeccionado que favorece la rotación o giro del vástago y que no dispone de recubrimiento de hidroxiapatita que facilitaría la integración ósea más rápida del mismo. Su uso infrecuente, la falta de familiaridad con los componentes em-

pleados y la exigencia de una gran exactitud en el corte de la osteotomía y en la determinación del centro del cuello femoral, favorecen que sea difícil conseguir una fijación primaria estable.

Actualmente, el uso de par de fricción alúmina-alúmina en pacientes jóvenes y de mediana edad, parece contar con el mayor y más prolongado seguimiento y sus resultados, con los diseños actuales, se muestran alentadores. El par metal-metal es también atractivo para su uso en jóvenes aunque tiene algunas objeciones, como el desarrollo de posibles efectos nocivos de tipo metabólico o cancerígeno, a largo plazo, al desprenderse partículas e iones metálicos (11).

Otros autores (12) revisaron 41 pacientes a los que se había implantado una prótesis total de cadera con fricción metal-metal y, en todos los casos, encontraron cifras alteradas de cobalto en sangre y estadísticamente significativas con respecto a grupos

testigo. Las cifras se elevan, según su estudio, a partir de los 18 meses y lo justifican, por ser el tiempo en que el paciente aumenta más su actividad y, por ello, produce un número mayor de partículas. Estos autores concluyen con la duda de la potencial toxicidad del cobalto a largo plazo, especialmente si las cifras elevadas pudieran ser cancerígenas.

Con cualquier tipo de implante, la técnica quirúrgica debe ser siempre minuciosa y más en un paciente joven o de mediana edad, pensando que esa artroplastia primaria debe ser la última y no la primera de una serie futura. La elección del implante adecuado, con el par de fricción más conveniente para cada caso, la técnica quirúrgica detallada y cuidadosa, así como la concienciación del paciente para la utilización y uso de la prótesis, influirán en que el desgaste del par de fricción sea menor favoreciendo la supervivencia de la prótesis a lo largo de los años. ■

Bibliografía

1. **Bobyn JD, Hacking SA, Chan SP, et al.** Characterization of a new porous tantalum biomaterial for reconstructive orthopaedics. Scientific exhibit, Proc of AAOS, Anaheim CA; 1999.
2. **Stackpool GJ, Kay AB, Morton P, et al.** Bone ingrowth characteristics of porous tantalum; a new material for orthopaedic implants. Orthop Res Soc Mtg, San Diego CA; 1995.
3. **Litsky AS.** Elimination of cup-liner micromotion in a acetabular components. American Society for Biomaterials Annual Meeting; 1999.
4. **Huggler AA, Jacob HAC, Bereiter H, Haferkorn M, Ryf CH, Schenk R.** Long-term results with the uncemented Thrust Plate Prosthesis (TPP). Act Orthop Belg 1993; 59 (suppl 1):215-23.
5. **Huggler AA, Jacob HAC.** The uncemented Thrust Plate Hip Prosthesis. In: Morscher E. Ed. The cementless fixation of hip endoprotheses. Berlin, Heidelberg, NewYork: Springer, 1984, p.125.
6. **Schreiber A, Jacob HAC, Suezawa Y, Huggler AH.** First results with the Thrust Plate Total Hip Prosthesis. In: Morscher E, Ed. The cementless fixation of hip endoprotheses. Berlin, Heidelberg, NewYork: Springer, 1984, p.135.
7. **Merle d'Aubigné R, Postel M.** Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. J Bone Joint Surg 1954; 36-A:451-75.
8. **De Nies F, Fidler MW.** Visual analog scale for the assessment of total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 1997; 12:416-9.
9. **Ishaque BA, Wienbeck S, Basad E, Sturz H.** Radiological analysis of the thrust plate prosthesis. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2004; 142:15-24.
10. **Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, et al.** Ectopic ossification following total hip replacement: Incidence and method of classification. J Bone Joint Surg 1973; 55-A:1029-32.
11. **Sánchez Sotelo J, Munuera Martínez L.** Artroplastia total de cadera en adultos jóvenes. Temas de actualización. Rev Ortop y Traumatol 1999; 1:53-66.
12. **Gleizes V, Poupon J, Lazennec JY.** Interet et limite du dosage du cobalt serique chez les patients porteurs d'une prothèse à couple metal-métal. Rev Chir Orthop 1997; 85:217-25.