

Prótesis modular de cadera Poropalcar

Resultados clínicos en 106 pacientes con 3 años de evolución

J. L. VILLAR GONZALEZ, M. FRAGA CABADO, R. LEON BUIDE, S. MOSQUERA GONZALEZ,
H. R. FERNANDEZ OTERO, E. NIETO OLANO y C. PEREZ CID

Servicio Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital «Santa María Madre». Orense.

Resumen.—Los resultados tras reemplazamiento total de cadera con prótesis de superficie porometal «poropros», para fijación biológica, han sido evaluados en 106 pacientes después de tres años de evolución. La valoración clínica se ha realizado según el sistema de Harris modificado, obteniendo un 91,5% de buenos resultados y un 8,5% de resultados regulares incluyendo todos los enfermos de cualquier edad y patología. El estudio realizado a partir de parámetros clínicos y radiográficos permite apreciar una buena fijación primaria de la prótesis y una excelente estabilidad de la misma, tanto para el componente femoral como cotiloideo.

POROPALCAR MODULAR HIP ARTHROPLASTY. CLINICAL RESULTS IN 106 PATIENTS AFTER 3 YEARS FOLLOW-UP.

Summary.—In a series of 106 patients who underwent porocoated total hip arthroplasty, the results were evaluated after three years follow-up. Harris's score was used for clinical assessment, obtaining 91,5% of good results and 8,5% of fair results, including all the cases whichever aetiology and age. Clinical and radiographic studies showed a good primary fixation and excellent stability in both the acetabular and the femoral stem components.

INTRODUCCIÓN

Desde que Ring en 1966 (1), comenzara a utilizar su modelo de artroplastia no cementada como medio de fijación de las prótesis totales de cadera, se inició un enorme desarrollo en su diseño, con distintas modificaciones y mejoras, hasta llegar a disponer hoy en día, de múltiples modelos de superficie porometal, concebidas con el fin de mejorar la fijación mecánica y la bio-integración de la prótesis al hueso.

La ampliación de indicaciones de la artroplastia total de cadera aumenta de día a día, debido por una parte a su utilización en enfermos cada vez más jóvenes. Además, al prolongarse la esperanza de vida, cada vez son más numerosos los pacientes que se pueden beneficiar de una sustitución articular y que exigen

más bienestar, más rápida curación y garantía. Todo esto junto al desarrollo de la industria sanitaria, ha motivado que contemos en el mercado con una amplia gama de implantes de anclaje biológico.

De todos modos, los problemas no están superados y, desafortunadamente, no se ha desarrollado todavía una prótesis que sea fiel reflejo de las características normales de la articulación de la cadera.

El presente trabajo pretende comunicar los resultados clínicos y radiográficos obtenidos con la prótesis modular de cadera en un grupo de 106 pacientes con un seguimiento mínimo de tres años.

MATERIAL Y MÉTODOS

De las 180 prótesis de cadera poropalcar operadas en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital «Santa María Madre» de Orense desde 1986, hasta la actualidad, se han revisado 106, que son las que tienen un seguimiento, mínimo de 3 años. El diagnóstico preoperatorio que justificó la artroplastia ha sido reflejado en

Correspondencia:

Dr. D. JOSÉ LUIS VILLAR GONZALEZ
Hospital «Santa María Madre»
Ctra. de Rairo, s/n
32005 Orense

TABLA I
DIAGNOSTICO PREOPERATORIO

Artrosis primaria	81 (76%)
Artrosis secundaria	5 (5%)
Necrosis avascular	6 (6%)
Postraumática	4 (4%)
Otras	2 (2%)
Espondilitis anquilopoyética	2 (2%)
Otras	1 (1%)

la tabla I. La edad de los pacientes osciló entre los 15 y los 99 años, con una media de 61 (tabla II). El 43% fueron mujeres frente al 7% que corresponden a hombres. Los antecedentes coadyuvantes a la enfermedad degenerativa son los que figuran en la tabla III.

Implantes

El vástago femoral de poropalcar está fabricado de titanio-aluminio 4 vanadio con lo cual el grado de ligereza es alto. El implante es de tallo largo y recto con collarete de apoyo en calcar, modificación del diseño de Moore, con recubrimiento de «Poropros» (Fig. 1). Esta superficie porosa está integrada de tres filas de esférulas de un diámetro que va de las 100 a las 300 micras y que forman un espesor total alrededor de la prótesis de 500 y 600 micras. El perímetro metafisario es de sección oval, lo que permite rellenar ampliamente la región cervicotracantérea y proporcionar una larga superficie de contacto con el hueso esponjoso y oponerse a las sollicitaciones de rotación.

La diáfisis del vástago es lisa para evitar que el paso de coeficiente de elasticidad de la metafisis a la cortical sea paulatino y no brusco.

El implante acetabular es de sección hemisférica concéntrica para su adaptación morfológica perfecta al acetábulo anatómico. Su superficie está cubierta en su totalidad de esferas de «poropros» que permiten un buen contacto hueso-implante. Posee, además, tres tetones, colocados en triángulo para conseguir con la comprensión una penetración en el esqueleto y una estabilización inmediata. A su vez, el polietileno que lo cubre por dentro, reúne las condiciones de ballestaje que el cotilo debe soportar (Fig. 1).

Según las necesidades se puede utilizar cotilos de ce-

TABLA II
NUMERO DE PACIENTES POR EDADES

Menores de 35 años	2 (2%)
Entre 35 y 45 años	4 (4%)
Entre 46 y 55 años	14 (13%)
Entre 56 y 65 años	53 (50%)
Entre 66 y 75 años	29 (27%)
Más de 75 años	4 (4%)

TABLA III
ANTECEDENTES

Diabetes	3 (3%)
Antígeno Sida	2 (2%)
Antígeno Hepatitis	2 (2%)
Antecedentes vasculares	5 (5%)
Hipertensión arterial	18 (17%)
Corticoterapia previa	6 (6%)
Infección reciente	0 (0%)
Obesidad moderada	25 (24%)
Obesidad grave	6 (6%)

ja corta o ancha para que la penetración sea mayor y la adaptación al fondo del acetábulo de mejor estabilidad.

La cabeza femoral puede ser metálica o de cerámica, con tres longitudes distintas dando lugar a que el cuello tenga mayor o menor longitud.

Valoración clínica y radiográfica

Para su evolución clínica se elaboró un protocolo de valoración subjetiva del enfermo y valoración funcional de la cadera siguiendo la escala de Harris modificada. Esta escala incluía valoración del dolor, actividades diarias, movilidad en grados, máxima 100 puntos.

En el post-operatorio inmediato y en sucesivas exploraciones radiográficas se procedió a valorar la fijación mecánica y biológica. La fijación mecánica en el cotilo se objetivó por el anclaje y contacto anatómico de la prótesis con el acetábulo. A nivel del fémur se valoró la relación entre la anchura de la diáfisis femoral y vástago (Fig. 2). La valoración de la fijación biológica incluyó la observación de cambios de estructura ósea alrededor de los componentes protésicos que se caracterizaban por hueso denso formado sobre el contorno de la prótesis o cambios de densidad y resorción ósea.

Las revisiones postoperatorias realizadas a los 3, 6, 12, 24 y 36 meses, incluían valoración clínica de acuerdo a la escala de Harris y estudio radiográfico.

La base de datos y todos los programas de manejo y tratamiento estadístico fueron realizados en un ordenador personal utilizando el test de la X^2 con corrección de Yates (2). Valor de $p < 0,05$ fueron considerados como significativos.

RESULTADOS

Los resultados globales de la valoración clínica, antes y después de la intervención, según los criterios de valoración de Harris sobre parámetros que influyen en el resultado final, se exponen en la tabla IV.

La valoración subjetiva del enfermo corresponde a la tabla V.

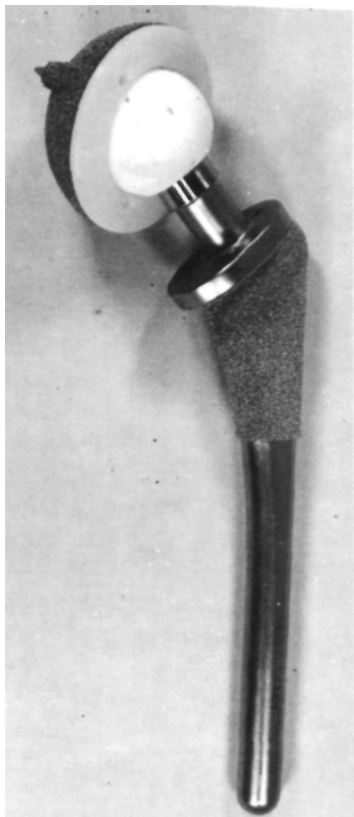


Figura 1. Prótesis modular de cadera poropalcar.

Los hallazgos a nivel de los componentes protésicos han sido los siguientes:

a) A nivel acetabular: En el 20% de los casos, el fondo de cotilo no tenía suficiente cobertura ósea. En el 5% apareció un ribete óseo íntimamente ligado al cotilo. Ninguno de estos casos provocó desplazamiento ni aflojamiento de cotilo. En el resto de los casos, 75% se observó un aumento de la densidad ósea supraacetabular con desaparición de esclerosis subcondral.

b) En el componente femoral, se observaron cambios muy significativos: en 22 pacientes, se detectó reabsorción del calcar y sólo uno de ellos presentó una ligera molestia. Esta manifestación radiográfica la atribuimos a una falta de apoyo completa de la prótesis en toda la periferia del calcar.

En un 16% de los casos, hemos encontrado una neoformación ósea endomedular rodeando a la punta del vástago sin que esto supusiese cambio radiológico a nivel de la metafisis, ya que esta sobrecarga en punta puede provocar una desfuncionalización del tercio proximal del fémur donde aparece disminución de la densidad ósea cortical. En un 9% de las evoluciones radiográficas se visualizó una línea interfásica delgada entre el hueso y el implante sin que en ningún caso provocase dolor significativo.

TABLA IV

VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA CADERA PRE Y POSTOPERATORIA (Harris Hip Score modificado: máximo 100 puntos)

	Preoperatoria	Postoperatoria
Menos de 50 puntos	92 (87%)	0 (0%)
Entre 50 y 70 puntos	10 (9%)	3 (3%)
Más de 75 puntos	4 (4%)	104 (97%)
Puntuación media	38 ± 13	90 ± 13

TABLA V

VALORACIÓN SUBJETIVA DEL ENFERMO

Muy bien	54 (51%)
Bien	43 (41%)
Regular	9 (8%)
Mal	0 (0%)

En el resto de los casos se pudo comprobar un anclaje mecánico a presión y formación de hueso endóstico con aumento de densidad ósea metafisaria.

No hemos tenido infecciones ni aflojamientos de los componentes protésicos. Durante el acto operatorio ocurrieron dos fracturas de fémur en el momento de la impactación del componente femoral que no precisaron ningún gesto quirúrgico adicional por quedar fijadas por el vástago.



Figura 2. Prótesis modular de cadera propalcar implantada.

DISCUSIÓN

La fijación biológica conseguida por crecimiento óseo dentro de la superficie porosa es una alternativa real a las prótesis cementadas. Está comprobado que existe un crecimiento endostal como se evidencia por los estudios clínicos e histológicos (3-6) aunque queda por determinar la contribución de este crecimiento óseo a la estabilidad del implante a largo plazo (6-9).

La revisión de nuestra serie, en cuanto a los buenos resultados globales, difiere ligeramente de las publicadas por otros autores en nuestro país (10, 11, 14). Los pacientes se encuentran satisfechos en un 97% con el resultado obtenido. Nuestros resultados indican, que la artroplastia poropálcara ha demostrado ser eficaz en el relativamente corto tiempo de seguimiento que llevamos. Existe una mejoría evidente en cuanto a la funcionalidad, dolor y movilidad, constando un pronóstico excelente cuando el tallo femoral se colocó correctamente a presión. El dolor disminuyó en intensidad después de la intervención quirúrgica y sólo en un 9% ha persistido durante un tiempo de 6-12 meses en forma de algias tolerables en la cara externa y anterior del muslo. Hemos comprobado en ocasiones, que la medida tomada con las pastillas preoperatorias era inferior a la requerida en el acto operativo, por lo que se ha profundizado en el fresado hasta un ajuste completo a lo largo de toda la diáfisis, hecho que consideramos fundamental para la obtención de buenos resultados. Consideramos muy importante el apoyo del collarete oblicuo de la prótesis en el calcar femoral para evitar la reabsorción ósea a ese nivel, que aunque no está relacionada con el dolor, puede alterar los principios biomecánicos de la prótesis.

Radiográficamente, el 15% de los casos estudiados a los 3 años mostraban una neoformación ósea en la punta del vástago; este «efecto punta» o contacto con la cola del vástago con la cortical, como ya

se reconoció por otros autores (11) es más importante cuando se utilizan vástagos largos y puede tener serias consecuencias cuando es intenso, por la transferencia de carga al punto de contacto con la cortical que se esclerosa y produce dolor en el muslo.

La aparición de cambios radiográficos de densidad ósea traducidos como zona mínima de interfase entre hueso e implante, sin sintomatología clínica, no puede interpretarse como aflojamiento protésico sino que, como ha sido comprobado por otros autores (4, 12, 13), cuando la fijación ósea no es a presión, aparece una reacción ósea a los 6 meses aproximadamente, que termina por anular los micromovimientos iniciales de la prótesis. Serán necesarios estudios de más larga evolución para poder conocer los límites de la tolerancia clínica a esta forma de fijación.

Al igual que otros autores (4, 12, 13), no hemos encontrado diferencias importantes en cuanto a edad, sexo y patología.

Las complicaciones operativas y post-operatorias no son atribuibles a un modelo determinado, sino comunes a toda cirugía protésica.

La fijación biológica por crecimiento óseo requiere una planificación cuidadosa y una técnica meticulosa. Nuestros resultados actuales apoyan la conclusión de que la adición de «poropros» a los componentes femoral y acetabular da buenos resultados. Pensamos, sin embargo, que el futuro de la artroplastia no está definido. Efectivamente, se ha dado un gran avance con los éxitos obtenidos, hasta el punto del abandono del uso del cemento acrílico, pero la preocupación en los problemas que se manifiestan después de 10, 12 años de implantación protésica: liberación de iones metálicos, desgaste y degradación de polietileno y pérdida de masa ósea por el efecto de protección ósea (stress-shielding). Conseguir respuesta a todas estas cuestiones va a ser el objetivo de la década de los 90.

Bibliografía

1. Ring PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by Ring prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1968; 50B: 720.
2. *Tablas científicas Ciba Geygi*. 7 ed. 1975.
3. Bobyn JD, Engh CA. Human histology of the bone-porous metal implant interface. *Orthopedics* 1984; 7: 1410-21.
4. Brooker AF Jr, Collier JP. Evidence of bone ingrowth into a porous-coated prosthesis: a case report. *J Bone Joint Surg* 1984; 66A: 619-22.
5. Haddad RJ, Cook SD, Thomas KA. Biological fixation of porous coated implants. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A: 1459-66.
6. Summer DR, Jasty M, Turner TM. Bone in porous-coated cementless acetabular components retrieved from human patients. *Trans Orthop Res Soc* 1987; 12: 509.
7. Collier JP, Mayot MD, Chae JC. Macroscopic and microscopic evidence of prosthetic fixation with porous-coated materials. *Clin Orthop* 1988; 235: 173-80.
8. Coviglia HA, Summer DR, Jacobs y cols. A quantitative assessment of bone ingrowth in femoral THR components retrieved from human patients. *Trans Orthop Res Soc* 1989; 14: 580.

9. **De Palacios y Carvajal J.** La elección del tipo de fijación en la prótesis de cadera. Rev Ortop Traum 1992; 361B: 255-9.
10. **Fernández Martínez JJ, Massons Alboreda J, La Fuente Cuenta A, Curia Jove E.** Prótesis de cadera no cementada de Mittelmeir. Rev Orthop Trauma 1991; 351B: 147-62.
11. **López Oliva Muñoz F, García Lucas F, Marco Martínez F, Zarzoso Sánchez R, López-Durán Stern L.** Artroplastia no cementada de cadera tipo Lord en el tratamiento de la coxartrosis: estudios de 70 casos. Rev Esp Cir Osteoar 1990; 25: 133-44.
12. **Engh CA.** Arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating: a five years study. Clin Orthop 1983; 176: 52-6.
13. **Engh CA, Bobyn JD, Glaaman AH.** Porous coated hip replacement. J Bone Joint Surg 1987; 69: 13-45.
14. **Clavel M, Benito J, Ruano L, Melendreras E, Martínez L, Novalos A.** Prótesis total de cadera no cementada SCT-AT. Estudio clínico y radiográfico sobre 284 casos intervenidos entre 1985 y 1988. Rev Orthop Traum 1991; 351B: 301-7.