

# Vástago femoral PMC en cirugía protésica de cadera

## Revisión clínica y radiológica

L. A. MONTERO FURELOS, J. YUBERO PASCUAL, A. SÁNCHEZ MOZO,  
M. VÁRELA MALLOU y M. SANTÍN VELASCO

*Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Meixoeiro. Figo.*

**Resumen.**—Evaluamos los resultados clínicos y radiológicos de nuestros 100 primeros casos consecutivos de sustitución protésica de cadera mediante modelo de vástago cementado PMC, realizando un seguimiento mínimo de 30 meses. La media de edad de los pacientes intervenidos ha sido de 75 años. El diagnóstico en 31 de los casos fue de coxartrosis, 63 fracturas y 6 otros. El 94% de los pacientes fueron intervenidos por abordaje posterolateral. La puntuación según la escala de Harris modificada fue de 82 puntos, 92 para las prótesis híbridas y 72 para las bicéntricas. Los hallazgos clinicorradiológicos sólo mostraron el aflojamiento de 1 vástago en la serie; no encontramos alteraciones en la interfaz cemento-prótesis.

### CLINICAL AND RADIOGRAPHIC RESULTS OF THE PMC FEMORAL COMPONENT IN HIP PROSTHETIC SURGERY

**Summary.**—We reviewed 100 consecutive hip arthroplasties with a cemented femoral component (PMC) after 30 months of follow-up. The average age of patients was 75 years. The diagnosis was osteoarthritis in 31 hips, fractures in 63 hips and others in 6. 94% hip arthroplasties were performed through the posterolateral approach. The mean Harris score at latest 30-month follow-up, was 82 points, 92 points in hybrid arthroplasties and 72 in bipolar arthroplasties. Radiographic and clinic follow-up had showed loosening of 1 stem, without abnormalities in the interface cement-prosthesis.

### INTRODUCCIÓN

En 1958, Sir John Charnley inició la técnica de artroplastia total de cadera de fricción baja; durante años su prótesis cementada ha demostrado unos excelentes resultados, siendo todavía hoy día el «patrón oro». Nuevas técnicas de cementación, instrumentación y otras innovaciones han ayudado a mejorar los primeros resultados (1-3).

A pesar de los nuevos diseños protésicos, 2 principios han resistido el paso del tiempo: el principio de baja fricción y el de fijación rígida de los componentes al hueso. Ciertas características del vástago han sido universalmente aceptadas: 1) empleo de superaleaciones de alta resistencia; 2) corte

transversal del vástago de bordes anchos, y 3) evitar los bordes agudos que aumenten las tensiones en el cemento (4).

Pese a la irrupción con fuerza de las prótesis porosas y con recubrimiento de hidroxiapatita, los implantes cementados tienen sus indicaciones y complementariedad con éstas (5-7). La excelente fijación incluso en huesos osteoporóticos, la posibilidad de una movilización inmediata del paciente y del apoyo precoz son elementos a su favor.

El vástago PMC pretende dar una posibilidad más dentro del abanico de sistemas modulares de cadera. Presentamos la valoración clinicorradiológica de nuestros 100 primeros casos con seguimiento mínimo de 30 meses.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Realizamos un estudio observacional retrospectivo de 100 pacientes en los que se implantó el vástago femo-

#### *Correspondencia:*

Dr. LUIS ÁNGEL MONTERO FURELOS  
Curros Enríquez, 17, 2.º  
15702 Santiago de Compostela (La Coruña)

**Tabla 1:** Distribución de los pacientes por etiologías, actividad y patologías de base e implantes empleados

Pacientes						
N = 100.		Edad media: 75 años.		Lado D = 44, I = 56.		
Etiología	Actividad basal	Pat. asociadas				
Coxartrosis: 31.	Jubilados: 85. Encamados: 4.	No: 56.				
Fracturas: 63.	ILT: 2. Trabajo ligero: 7.	Sí: 44.				
Recambio: 6.	Sedentario: 2.					
Implantes						
Diámetro (mm)	Long.	n	Cuello	n	Cabeza	n
12	100	10	Corto	12	N.º 32	84
12	120	65				
12	155	14	Medio	74	N.º 28	16
14	135	6				
14	200	5	Largo	14		
Artroplastias		Bicúpulas = 63.		Híbridas = 37.		

ral PMC con seguimiento mínimo de 30 meses. Se desestimaron del estudio aquellos pacientes en los que no fue posible el seguimiento.

El vástago PMC está fabricado en aleación de Ti-5Al-4V, con recubrimiento de PMMA. Su superficie posee además 3 ranuras longitudinales a ambos lados del vástago para lograr un mayor anclaje. Posee 5 longitudes diferentes (100, 120, 135, 155 y 200 mm), 2 diámetros (12 y 14 mm) y 3 posibilidades de cuello femoral. Ángulo cervicofemoral de 135°, y cuenta con cabezas de 28 y 32 mm.

Los pacientes presentaron una media de edad de 75 años; la distribución por sexos fue 9:1 mujeres respecto a varones; 44% de los pacientes con enfermedades concomitantes, y la mitad de éstos con patologías múltiples; la actividad basal de la mayoría de los pacientes era limitada, 85% eran jubilados; el lado intervenido fue en el 44% derecho y 56% izquierdo; atendiendo a la causa de la necesidad del implante protésico la distribución fue la siguiente: 63 fracturas, 31 coxartrosis y 6 recambios protésicos (tabla I); en 63 pacientes de los intervenidos se realizó una prótesis bicúpula (Fig. 1) y en 37 fue híbrida (Fig. 2), con diferentes acetábulos.

La profilaxis antibiótica preoperatoria empleada fue la cefazolina (2 g i.v.) en la inducción anestésica, y en aquellos casos en que la intervención sobrepasaba las 2 horas añadimos 1 g i.v. cada 8 horas durante 24 horas. En los pacientes alérgicos a (3-lactámicos empleamos la vancomicina a dosis de 1 g i.v. inicialmente y 500 mg i.v. cada 8 horas hasta cumplir 24 si el procedimiento quirúrgico era prolongado. La profilaxis anti-trombótica se realizó con enoxaparina 40 mg SC cada 24 horas, que se mantuvo hasta la deambulación continua del paciente en torno a los 15 días.

**Figura 1.** Vástago PMC empleado como prótesis parcial de cadera, prótesis bicéntrica.

El 90% fueron intervenidos bajo anestesia general, empleando el abordaje posterolateral en 94 casos; intervenidos sólo 6 mediante abordaje de Watson-Jones. En todos los casos empleamos cemento acrílico radioopaco con eritromicina y colistina (Antibiotic Simplex®) presurizado con ayuda de pistola y tapón diafisario femoral (Biostop®). El tamaño de los implantes empleados puede verse en la tabla I. Las cabezas empleadas en los implantes fueron de tipo cerámico.

En todos los pacientes retiramos los redones e iniciamos sedestación a las 48 horas postintervención y comenzamos la deambulación cuando fue posible a las 72 horas.

Analizamos las complicaciones intra y postoperatorias. El seguimiento clínico y valoración se realizó empleando el protocolo de Harris modificado: estimando la movilidad como la suma total de grados en todos los planos, puntuando con 15 puntos aquellos con movilidad mayor de 200, con 10 puntos con movilidades entre 150 y 199, con 5 puntos entre 90 y 149 y con 0 puntos cuando era menor de 90. Los pacientes se controlaron a los 6, 12, 24 y 30 meses.

Los parámetros radiológicos analizados fueron alineamiento protésico (8), características del manto de



**Figura 2.** Vástago PMC empleado como prótesis total de cadera híbrida.

cemento según la clasificación de Barrack et al (9) (tipo A, relleno completo de la interfaz cemento-hueso en todas sus zonas; tipo B, no hay extensión completa a través del hueso esponjoso; tipo C, deficiencias focales; tipo D, deficiencias focales múltiples o defectos difusos extensos) en el postoperatorio inmediato. Áreas de lucencia mayores de 2 mm en las interfaces cemento-prótesis y cemento-hueso; alteraciones en el vástago (fracturas...), cemento (fracturas, fragmentación) o hueso (rarefacción, hipertrofia cortical...); variaciones en la situación y posición del implante (8), todas ellas a los 30 meses de la intervención. La localización de las alteraciones radiológicas en proyección posteroanterior y axial de la cadera se realizó atendiendo al diagrama de Gruen en 7 áreas (10). Estimamos que existía aflojamiento definitivo cuando había hundimiento de la prótesis, lucencias progresivas en la interfaz cemento-prótesis, fractura del cemento, incurvación del vástago o rotura de éste (11).

En ninguno de nuestros pacientes se realizó profilaxis de calcificaciones heterotópicas, por lo que estimamos oportuno analizar también su presentación y gradación radiológica, según Brooker, y su repercusión clínica (12, 13).

## RESULTADOS

El tiempo medio de intervención quirúrgica en las prótesis bicúpulas fue de 60 minutos, siendo de 75 para las híbridas. Intraoperatoriamente acontecieron un 6% de complicaciones, siendo la perforación del canal la más frecuente con 4 casos, 1 fractura de trocánter mayor y 1 fractura del cálcar. El volumen de concentrados de hemáties empleados fue por término medio de 500 c.c., 230 c.c. en las prótesis bicéntricas y de 550 c.c. en las híbridas.

En la evolución postoperatoria hospitalaria un 17% presentaron complicación locorregional: 4 casos de trombosis venosa profunda, 4 de hematomas sobre la incisión quirúrgica, 1 de infección superficial y 1 de infección profunda que obligó a la retirada de la prótesis. Las complicaciones generales más frecuentes fueron las respiratorias (9%) con 5 infecciones de las vías respiratorias y 4 tromboembolismos pulmonares. En nuestra serie sólo hemos tenido un éxito, el mismo paciente al que fue preciso retirar la prótesis por infección de ésta.

La estancia media postquirúrgica fue de 17 días. El soporte deambuladorio al alta en el 90% de los pacientes fueron las muletas, 7 no caminaban, de los cuales 4 ya no lo hacían previamente a la intervención.

Los resultados clínicos a los 30 meses han sido buenos, con una puntuación global media de 82 puntos en la escala de Harris, desglosados en 40,5 puntos en dolor, 29 en autonomía y 12 en movilidad. Analizando separadamente los datos, los resultados son variables; en los pacientes con implante bicéntrico hemos obtenido una puntuación media de 72 puntos, 38 en el baremo del dolor, 22 en la autonomía y 12 en movilidad; los pacientes con prótesis híbridas obtuvieron una puntuación media de 92 puntos; la puntuación en cuanto a dolor, autonomía y movilidad fue 43, 36 y 13, respectivamente (Figs. 3 y 4).

El estudio radiológico postoperatorio mostró un 49% de componentes femorales en valgo, un 49% en neutro y sólo 2% en varo. El grado de cementación según la clasificación de Barrack fue de tipo A en un 35%, tipo B en un 37%, tipo C en un 25% y tipo D en un 4%.

Los hallazgos radiológicos a los 30 meses no mostraron alteraciones en la interfaz cemento-pró-

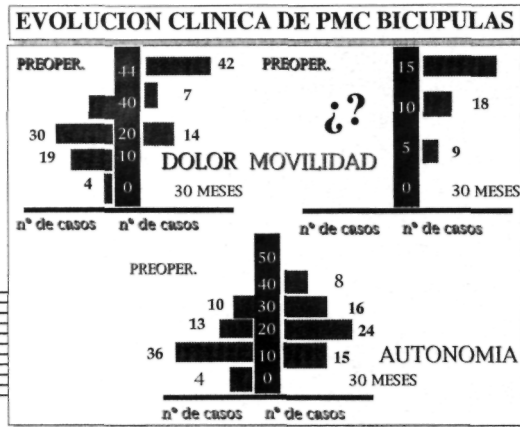
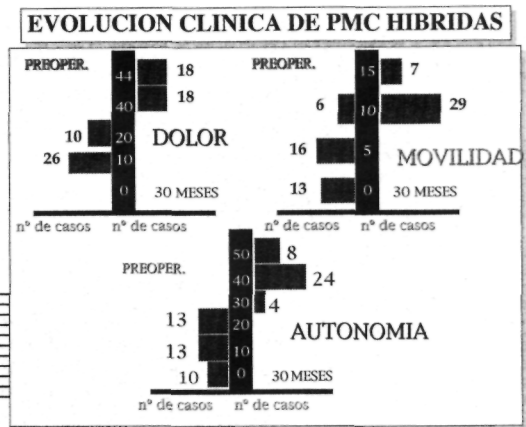


Figura 3. Distribución de resultados atendiendo a la escala de Harris modificada (dolor, autonomía y movilidad) de las prótesis bicéntricas PMC.



Figuras 4. Distribución de resultados atendiendo a la escala de Harris modificada (dolor, autonomía y movilidad) de las prótesis híbridas PMC.

tesis. En la interfaz hueso-cemento las áreas de Gruen con lucencias mayores a 2 mm fueron con mayor frecuencia las zonas 1 y 4, seguidos de las áreas 3 y 6 (Fig. 5), tanto en la proyección posteroanterior como en la axial. No hemos hallado casos con lisis femoral ni datos de alteraciones de posición del vástago. Un 50% presentaron reabsorción del cóncavo. Sólo hemos tenido 1 caso de aflojamiento aséptico a los 2 años que precisó recambio protésico.

En cuanto a las calcificaciones heterotópicas, un 55% no presentaron calcificación a los 12 meses, el resto se distribuyeron: 23,5% para la clase I, 13,5% para la clase II y un 8% para la clase III; ningún caso de clase IV. De las calcificaciones presentadas sólo un 3% fueron sintomáticas.

DISCUSIÓN

El vástago PMC cumple los requisitos que se pueden pedir a un buen diseño: superaleación de alta resistencia, corte transversal de bordes anchos y bordes romos (4). Sus variantes de diámetro y longitud permiten su empleo en las diversas variantes anatómicas a la que nos podemos enfrentar, permitiendo además el empleo de sus vástagos más largos en la cirugía de revisión. Elementos discutibles en su diseño serían el collar (14-16) y sus características de vástago con recubrimiento de PMMA (15, 17), que algunos autores señalan como innecesarios; el primero, por distorsionar la distribución de cargas a través del fémur, y el segundo, por los buenos resultados obtenidos en algunas series sin recubrimiento de PMMA en pa-

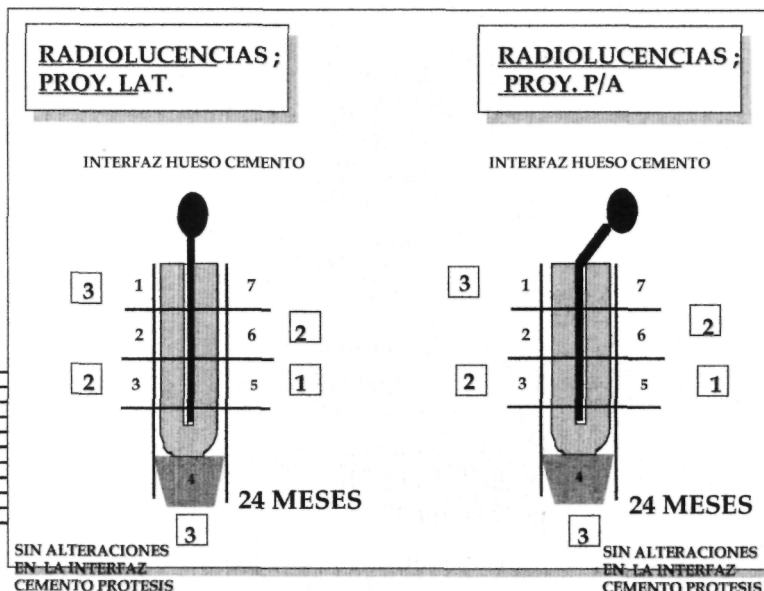


Figura 5. Radiolucencias en la interfaz hueso-cemento halladas a los 30 meses con el vástago PMC distribuidas de acuerdo a las zonas de Gruen. No hemos apreciado diferencias en la serie de prótesis híbridas frente a las bicéntricas, ni en la distribución, ni en la frecuencia.

cientes jóvenes (18). Estimamos de utilidad el collar por ser de ayuda a la hora de valorar la introducción del vástago y por ayudar de manera positiva a la transferencia de cargas al fémur proximal. El empleo de vástagos con recubrimiento PMMA permite obtener un contacto íntimo entre la superficie del implante y el cemento, logrando así una interfaz más resistente (17); en nuestra serie no hemos hallado alteraciones radiológicas en la interfaz cemento-prótesis ni osteólisis femorales.

El empleo en nuestra serie de un amplio número de cabezas de 32 mm se debe al hecho de que en un primer momento la prótesis no contaba con diámetros de 28 mm, de los que sí se dispone actualmente.

Clínicamente, los resultados han sido excelentes (> 90 puntos) en un 70% de los casos en que se empleó como prótesis híbrida, no siendo igual la puntuación lograda por los implantes bicéntricos. Si analizamos los parámetros que componen la escala de Harris separadamente podemos apreciar que no hay diferencias en los valores de dolor y movilidad y que éstas existen en el grado de autonomía del paciente (36 puntos de media en las prótesis híbridas y 22 en las bicípulas). A partir de este hecho, estudiando separadamente este dato, previo a la intervención quirúrgica, vemos que partimos de un grado ya limitado de autonomía en los casos en que se implantó una bicéntrica, lo que nos hace variar las expectativas postquirúrgicas para estos pacientes (Figs. 3 y 4).

El estudio radiológico no mostró diferencias en las hemiartroplastias frente a las artroplastias totales en control a los 30 meses. En proyecciones posteroanterior y axial no apreciamos alteraciones de la interfaz cemento-prótesis mayores a 2 mm; ello, pensamos, viene ayudado por el recubrimiento de

PMMA que presenta este diseño. Las áreas 1 y 4 de Gruen han sido las que con mayor frecuencia han presentado radiolucencias mayores a 2 mm, áreas que se corresponden también con los casos que presentan inicialmente un manto de cemento tipo C y con las zonas con defectos focales de cementación; por tanto, parece importante la realización de una correcta cementación para lograr unos mejores resultados; el mezclado al vacío y el lavado pulsátil no empleados en nuestra serie pueden mejorar los resultados.

Del total de nuestra serie sólo un 1% ha presentado datos de aflojamiento aséptico a los 30 meses. El caso concreto se debió a una mala elección del implante, con exceso de espacio periprotésico asociado además a una defectuosa cementación (tipo D). Aunque el período de seguimiento todavía es corto, los primeros resultados parecen buenos, a ello tal vez ayude las características de los pacientes con bajas demandas; por otra parte, el aflojamiento precoz dentro de los primeros 5 años depende habitualmente de la alteración de la interfaz cemento-prótesis, interfaz que en nuestra serie no ha mostrado cambios en el tiempo de estudio.

La proporción de calcificaciones en nuestra serie es comparable a la que encontramos en la literatura médica internacional entre un 5 y 67% de calcificaciones y 2 a 4% sintomáticos (19-21).

Los resultados obtenidos con el vástago PMC revisados a 30 meses clinicoradiológicos han sido buenos, aunque el período de seguimiento aún es corto. La importancia de una correcta y detenida cementación parece evidente por los datos obtenidos por diversos autores y por nosotros mismos. Ante el hecho de no haber hallado radiolucencias en la interfaz cemento-prótesis la utilidad del recubrimiento de PMMA no parece plantearnos dudas.

### Bibliografía

1. Neumann L, Freund KG, Sorensen KH. Long term results of Charnley total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1994; 176B:245-51.
2. Schmalzried TP, Harris WH. Hybrid total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1993;75B:608-15.
3. Oishi CS, Walker RH, Colwell CW. The femoral component in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1994;76A:1130-6.
4. Harkess JW. Artroplastia de cadera. En: Crenshaw AH, ed. *Campbell cirugía ortopédica*. 8.ª ed. Argentina: Panamericana; 1993:408-586.
5. Ahnfelt L, Herberts P, Malchau H, Andersson CBJ. Prognosis of total hip replacement: a Swedish multicenter study of 4,664 revisions. *Acta Orthop Scand* 1990;61(suppl 238):1-26.
6. Wai-Hee Lo, Wei Chen, Ching-Kuei Huang, Tain-Hsiung Chen, Fang-Yao Chin, Chuan-Mu Chen. Bateman bipolar for displaced intracapsular femoral neck fractures. *Clin Orthop* 1994;302:75-82.
7. Haentjens P, Casteleyn PP, Opdecam P. Primary bipolar arthroplasty or total hip arthroplasty for the treatment of unstable intertrochanteric and subtrochanteric fractures in elderly patients. *Acta Orthop Belg* 1994;60(suppl 1):124-8.

8. Martell JM, Pierson RH, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Maley M, Galante JO. Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:554-71.
9. Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH. Improved cementing technique and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasties: a 12 year radiographic review. *J Bone Joint Surg* 1992;74B:385-9.
10. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. Modes of failure of cemented stem type femoral components. *Clin Orthop Rel Res* 1979;141:17-27.
11. Harris WH, McCarthy JC Jr, O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg* 1986;68A:912-9.
12. Wright JG, Moran E, Bogoch E. Reliability and validity of the gradins of heterotopic ossification. *J Arthroplasty* 1994;9:549-3.
13. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RU, Riley JRLH. Ectopic ossification following total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1973;55A:1629.
14. Harris WH. Is it advantageous to strengthen the cement metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements? *Clin Orthop* 1992;285:67-72.
15. Robin SM Ling. The use of a collar and precoating on cemented femoral stems is unnecessary and detrimental. *Clin Orthop* 1992;285:73-83.
16. Rickards R, Duncan CP The collar calcar contact controversy. *J Bone Joint Surg* 1986;68B:851.
17. Raab S, Ahmed AM, Provan JW. Thin film PMMA precoating for improved implant bone cement. *J Biomedical Materials Res* 1982;16:679-704.
18. Wroblewski BM. Charnley low friction arthroplasty in the young patient. *Clin Orthop* 1992;285:45-7.
19. Ahrengart L, Lindgren U. Heterotopic bone after hip arthroplasty. Defining the patient at risk. *Clin Orthop* 1993;293:153-9.
20. Pittenger DE. Heterotopic ossification. *Orthop Rev* 1991;20(1):33-9.
21. Warren SB. Heterotopic ossification after total hip replacement. *Orthop Rev* 1990:603-11.