



ORIGINAL

Componente acetabular monobloque de tantalio. Seguimiento a largo plazo

R. Fernández-Fernández*, R. Barco-Laakso y E. Gil Garay

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital La Paz, Madrid, España

Recibido el 14 de marzo de 2011; aceptado el 15 de mayo de 2011

Disponible en Internet el 23 de julio de 2011

PALABRAS CLAVE

Prótesis total de cadera;
Prótesis no cementada;
Tantalio;
Osteointegración

KEYWORDS

Total hip replacement;
Cementless implant;
Tantalum;
Osseointegration

Resumen

Objetivo: Valorar los resultados clínicos y radiológicos de un cotilo monobloque de tantalio con un seguimiento medio de 12 años.

Material y método: Se siguieron prospectivamente 23 prótesis de cadera en 23 pacientes. Los diagnósticos más frecuentes fueron coxartrosis primaria (9 casos) y necrosis avascular (7 casos). Los resultados clínicos fueron valorados con la escala de Merle D'Aubigne-Postel. Se midieron la orientación de los componentes, la integración de los cotilos y la presencia de hiatos postoperatorios o aparición de líneas radiolúcidas. El desgaste del polietileno fue medido con el método de Kim.

Resultados: El seguimiento medio de la serie fue de 12 años. Todos los implantes se encontraban osteointegrados al final del seguimiento. Los valores medios de dolor, capacidad de deambulación y movilidad en la escala de Merle D'Aubigne-Postel fueron 5,4, 5,2 y 4,4 respectivamente al final del seguimiento. En un cotilo un hiato postoperatorio no se había rellenado y 4 implantes tenían líneas radiolúcidas no progresivas en la parte de la zona 1 de DeLee.

Conclusiones: Los cotilos monobloque de tantalio presentan una excelente supervivencia con seguimientos superiores a diez años en cirugía primaria de cadera.

© 2011 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Long term follow-up of tantalum monoblock acetabular component

Abstract

Objective: To evaluate the clinical and radiological results of a tantalum acetabular monoblock with a mean follow up of 12 years.

Material method: A prospective follow up was performed on 23 hip replacements in 23 patients. The most frequent diagnosis was primary coxarthrosis (9 cases) and avascular necrosis (7 cases). The clinical results were assessed using the Merle D'Aubigne-Postel scale. The orientation of the components, the integration of the acetabula, and the presence of post-operative hiatus, or the appearance of radiolucent lines were evaluated. The polyethylene wear was measured using the Kim method.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: rfezfez@yahoo.com (R. Fernández-Fernández).

Results: The mean follow-up of the series was 12 years. All the implants were osseointegrated at the end of follow-up. The mean values of, pain, ability in walking, and mobility on the Merle D'Aubigne-Postel scale were 5.4, 5.2 and 4.4, respectively, at the end of follow-up. A postoperative hiatus had not been filled in one acetabulum, and 4 implants had non-progressive radiolucent lines in the area of the DeLee zone 1.

Conclusions: Tantalum acetabular monoblocks have an excellent survival with follow-ups longer than ten years in primary hip surgery.

© 2011 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

En el momento actual, la fijación no cementada del componente acetabular es la más utilizada en la artroplastia primaria de cadera. La supervivencia de estos implantes depende de una serie de factores, incluyendo el material, el diseño, el proceso de fabricación y método de esterilización, las propiedades osteoinductivas y osteoconductoras del implante y de la estabilidad de la fijación inicial del cotilo¹⁻⁴. Una buena estabilidad primaria favorecerá la osteointegración del cotilo⁵.

Se han desarrollado nuevos materiales y diseños para tratar de mejorar la supervivencia de los implantes. En 1997 comenzó a emplearse el tantalio en cirugía primaria de cadera. Este material presenta unas características que lo hacen atractivo para el desarrollo de implantes para la cirugía ortopédica. Presenta un elevado coeficiente de fricción con el hueso, lo que ofrece una fijación primaria excelente. En segundo lugar, se trata de un material con una porosidad cercana a un 80% y un tamaño de poro de 550 μm , lo que favorece la osteointegración⁶⁻⁹. En tercer lugar, su módulo de elasticidad de 3 GPa es similar al del hueso subcondral (2 GPa), lo que además de facilitar el crecimiento óseo sobre el implante hace que la distribución de cargas sea más fisiológica disminuyendo la resorción ósea⁸⁻¹⁰.

Los componentes monobloque se asocian con una menor tasa de desgaste entre el polietileno y el implante. Las partículas de desgaste no tienen acceso al fondo del implante al no haber agujeros para la inserción de tornillos. Al no precisar sistema de fijación del inserto, el componente acetabular puede ser más fino y permite implantar polietilenos más gruesos¹⁰⁻¹². La hipótesis de este trabajo sería comprobar si la mayor capacidad de integración del tantalio mejoraría la tasa de supervivencia de estos cotilos no cementados.

Material y método

Entre marzo de 1998 y marzo de 1999 uno de los autores (EGG) implantó 23 componentes acetabulares monobloque Hedrocel (Impler Corp., Allendale, NJ) en nuestro centro dentro de un estudio prospectivo. Se trataba de un cotilo elíptico de tantalio, cuyo diámetro ecuatorial era 2 mm mayor que el diámetro polar. El inserto de polietileno convencional, estaba moldeado a compresión sobre la copa de tantalio, penetrando una profundidad entre 1 y 2 mm dejando 2-3 mm de tantalio para la osteointegración del implante¹³. Los cotilos habían sido esterilizados en nitrógeno mediante 30 kGy de radiación de cobalto gamma (tabla 1).

La serie incluía 23 pacientes (10 hombres y 13 mujeres). Se trataba de 12 caderas izquierdas y 11 derechas. La edad media en el momento de la cirugía era de 63 años (rango: 50-70 años) para hombres y de 57 (rango: 31-80) para las mujeres. Cuatro pacientes eran menores de 40 años, 19 se encontraban entre 50-70 años de edad y 4 pacientes eran mayores de 70 años de edad. Los diagnósticos incluían 9 artrosis primarias, 7 necrosis avasculares, dos pseudoartrosis tras fracturas subcapitales sintetizadas con tornillos canulados, una artrosis postraumática, una espondilitis anquilosante, y una displasia de cadera.

Todas las cirugías fueron realizadas en decúbito lateral a través de un abordaje lateral directo (según Hardinge)¹⁴. El acetábulo fue preparado utilizando fresas hemisféricas. El componente implantado era mayor en 1 mm al diámetro de la última fresa en 6 casos, y mayor en 2 mm en dos casos. En los 15 casos restantes se fresó el mismo número que el del implante, ya que éste ya tenía un diámetro periférico sobredimensionado. Este diseño no permitía realizar fijación suplementaria con tornillos al ser un implante monobloque. En 8 casos se añadió autoinjerto triturado (procedente de los últimos fresados) al fondo del cotilo.

En el lado femoral la decisión para la elección del tipo de implante dependía de la edad del paciente, de la reserva ósea femoral y de la morfología del fémur proximal. En 17 casos se utilizó un vástago no cementado Meridian (Howmedica, Rutherford, NJ, EE.UU.). En los 6 casos restantes se utilizó un vástago Charnley Elite cementado (Depuy, Warsaw, IN, EE.UU.). Se utilizó una cabeza de cromo-cobalto de 28 mm de diámetro en todos los casos.

Todos los pacientes recibieron profilaxis antibiótica intravenosa con 1 g de cefazolina cada 8 horas durante 48 horas y profilaxis antitrombótica con enoxaparina 40 mg subcutánea diaria durante 4 semanas. Los drenajes fueron retirados a las 48 horas. A las 48 horas se comenzó la rehabilitación de la marcha con dos bastones y carga parcial. La carga comenzó a realizarse de forma completa a las seis semanas.

Todos los pacientes fueron valorados prospectivamente con evaluaciones clínico-radiológicas postoperatorias a los 3, 6, 12 meses y, después anualmente. La evaluación clínica incluyó la valoración del dolor, función y grado de movilidad articular según la escala de Merle D'Aubigne-Postel que varía desde el grado 1 (dolor incapacitante y continuo en cualquier posición, el paciente no puede caminar y la movilidad total es menor de 30°) hasta el grado 6 (el paciente no presenta dolor, camina normalmente y su grado de movilidad articular es mayor de 211°). Los grados 5 y 6 se consideraban como buen resultado clínico y los grados 4 y menores se consideraron como un resultado pobre¹⁵.

Tabla 1 Resumen de valores más significativos de la serie estudiada. Con diferencias entre tamaño fresado y diámetro del implante utilizado, y asociación de hiatos postoperatorios y líneas radiolúcidas

Caso	Edad	Lado	Vástago	Fresado	Cotilo	Injerto	Diagnóstico	Abd-0	Alt-0	Med-0	Hiato	Abd-fin	Alt-f	Med-f	Líneas	Osteólisis
1	54	I	Meridian	52	52	Sí	Necrosis avascular	60	15	34		60	18	38	0	0
2	52	D	Elite	50	50	Sí	Artritis reumatoide	46	32	26		46	31	28	0	0
3	49	D	Elite	60	60	Sí	Artritis reumatoide	40	26	35		40	24	34	0	0
4	75	D	Meridian	52	52	0	Coxartrosis	50	32	28		50	32	28	0	0
5	80	I	Elite	52	52	0	Coxartrosis	50	25	35		48	24	32	Zonas 1,2	0
6	67	D	Meridian	49	50	Sí	Coxartrosis									Perdido
7	75	D	Elite	49	50	0	Coxartrosis	40	25	26		39	26	30	0	0
8	31	D	Meridian	48	48	Sí	Necrosis avascular	54	25	25		54	25	25	0	0
9	31	I	Meridian	48	48	Sí	Necrosis avascular	54	32	32		54	32	32	0	0
10	53	D	Meridian	54	54	0	Necrosis avascular	45	31	35		44	27	37	0	0
11	66	I	Meridian	49	50	0	Coxartrosis	52	28	28	Zona 2	50	27	31	0	0
12	70	D	Meridian	49	50	0	Necrosis avascular									0
13	64	I	Meridian	56	56	0	Coxartrosis	41	26	37	Zona 2	42	30	38	Mantiene hiato	0
14	47	D	Meridian	50	50	0	Coxartrosis postraumática	41	25	38		44	25	35	0	0
15	55	I	Meridian	49	50	Sí	Necrosis avascular	55	25	30	Zona 2	56	25	30	Zona 1	0
16	74	I	Meridian	52	52	0	Coxartrosis	46	22	34		48	24	36	0	0
17	66	I	Meridian	52	52	0	Coxartrosis	38	10	36		37	8	35	0	0
18	67	D	Meridian	50	52	0	Fx subcapital	48	22	26		47	28	28	0	0
19	68	I	Meridian	58	60	0	Necrosis avascular	45	25	28		45	28	32	0	0
20	61	D	Meridian	52	52	0	Fx subcapital	42	16	30		40	16	33	0	0
21	68	I	Elite	51	52	Sí	Coxartrosis	46	20	29		45	18	25	Zona 1	0
22	73	I	Elite	56	56	0	Espondilitis anquilosante	50	12	40		55	10	42	Zona 1	0
23	32	I	Meridian	50	50	0	Displasia bilateral	50	22	30		48	21	37	0	0

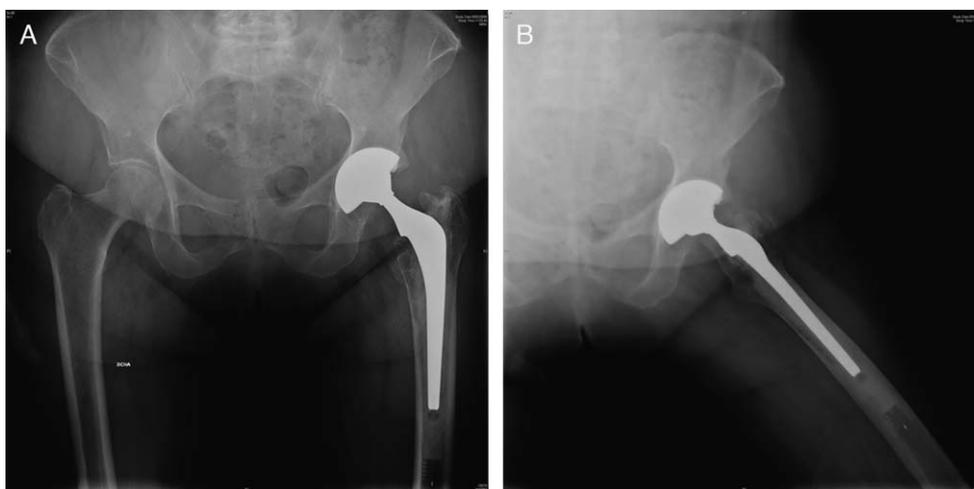


Figura 1 A y B) (visión AP y axial). Cotilo Hedrocel con 12 años de seguimiento. El cotilo presenta una línea radiolúcida no progresiva en la zona 1 de DeLee. El vástago Elite cementado tiene una pequeña osteólisis en la zona 1 de Gruen, que no compromete la estabilidad del implante.

La valoración radiológica incluyó una radiografía anteroposterior de pelvis y una proyección lateral de Lauenstein. Todas las radiografías fueron analizadas por un observador independiente (RFF), que no había estado involucrado en ninguna de las cirugías y no conocía el resultado clínico de los pacientes. Se midió el ángulo de abducción de los cotilos tomando como referencia la línea entre la base de ambas lágrimas de Köhler. También se midió la distancia vertical desde el centro de rotación de la cadera hasta esa línea para valorar posibles migraciones verticales de los cotilos y la distancia horizontal entre el centro de rotación de la cadera y la línea de Köhler para valorar la migración medial.

Se identificaron en las tres zonas descritas por DeLee y Charnley los hiatos postoperatorios, las líneas radiolúcidas y las osteólisis¹⁶. Las regiones en las que la superficie del implante no estaba en contacto con hueso nativo en la radiografía postoperatoria inmediata se clasificaron como hiato postoperatorio¹⁷. Las regiones donde aparecían líneas donde previamente no había hiatos postoperatorios, se definieron como radiolucencias. Estas líneas fueron controladas anualmente para valorar si progresaban o no.

Un componente acetabular se consideró que estaba radiográficamente aflojado cuando se observó una migración lineal mayor de 3 mm, un cambio en el ángulo de abducción mayor de 5° o una línea radiolúcida completa mayor o igual a 2 mm de espesor¹⁸. El desgaste del polietileno fue medido utilizando el método descrito por Kim et al, considerando la posición cero como la medición realizada a partir de la radiografía del tercer mes postoperatorio¹⁹. Se utilizó el diámetro conocido de la cabeza femoral (28 mm) para estandarizar las mediciones. Los análisis estadísticos fueron realizados mediante el SPSS 11.0 para Windows, y el nivel de significación estadística se consideran con una $p < 0,05$.

Resultados

El seguimiento medio de la serie fue de 12 años (rango: 2 a 13). Un paciente falleció al año y medio de la cirugía por motivos no relacionados con la misma. Otro paciente fue

perdido durante el seguimiento a los tres años de la cirugía. Ambos implantes se encontraban bien clínica y radiográficamente en la última revisión. Estos implantes fueron excluidos del estudio. La supervivencia de este cotilo para aflojamiento aséptico fue de un 100% a 12 años.

Las 23 caderas de esta serie tuvieron un valor medio preoperatorio para el dolor en la escala de Merle D'Aubigne-Postel de 3; éste valor mejoró a 5,4 al final del primer año y se mantuvo hasta el final del seguimiento. La capacidad de deambulación preoperatoria fue de 2,7 y mejoró a 5,3 al año de la intervención y fue de 5,2 al final del seguimiento. El grado de movilidad articular previo a la intervención fue de 3,0 (61-100°) y mejoró hasta el rango entre 4,0 y 5,0 (101-160° y 161-210°) postoperatoriamente, siendo en la última revisión del 4,4. Todos los pacientes presentaban un buen resultado clínico. Ningún paciente refirió dolor en la región glútea o en la ingle cuando se les preguntaba de forma específica al final del seguimiento.

El valor medio del ángulo de abducción de los componentes acetabulares fue de 47,29° (rango: 38-60°). La altura media del centro de rotación de la cadera fue de 23,62 mm (rango: 10-32). La distancia horizontal media fue de 31,52 mm (rango: 25-40).

En la radiografía postoperatoria inicial se identificaron hiatos postoperatorios en tres casos, (dos con una diferencia entre el tamaño fresado y el diámetro del implante de 2 mm y un tercero con 3 mm de diferencia). En dos casos éstos hiatos se rellenaron, y solamente en uno persistía el hiato en zona 2 a los 12 años de seguimiento. En 4 componentes han aparecido líneas radiolúcidas menores de 2 mm y no progresivas en la zona 1 de DeLee y Charnley (fig. 1). No se han encontrado osteólisis en ninguno de los componentes acetabulares. Todos los componentes se consideran osteointegrados en el momento actual. El desgaste lineal medio fue de 0,158 mm/año. Actualmente el desgaste medio es de 1,9 mm (rango: 0,6 a 3,1). No se han encontrado asociaciones estadísticamente significativas entre la edad del paciente o el ángulo de abducción del componente acetabular y la tasa de desgaste del polietileno ($p = 0,99$; $p = 0,68$, respectivamente).

Como complicaciones hemos tenido una fractura femoral incompleta intraoperatoria al introducir un vástago no cementado, tratada intraoperatoriamente mediante dos cerclajes. Esto no afectó a la integración posterior del vástago. Hemos tenido un episodio de luxación posterior traumática de cadera a los 4 años de evolución, tratado con éxito de forma conservadora. Otro paciente presentó una trombosis venosa profunda en el postoperatorio inmediato.

Discusión

Los cotilos de tantalio presentan una excelente supervivencia con 10 años de seguimiento²⁰. Estudios de componentes clásicos no cementados muestran una osteointegración en torno a un 30%²¹. El tantalio presenta una porosidad de cercana al 80% lo que favorece una mayor integración. La integración es buena incluso en casos en los que el hueso sobre el que se implanta está comprometido como en la displasia alta. Macheras presenta una osteointegración del 100% en 27 caderas con displasia alta²². La transferencia de cargas de los cotilos de tantalio es más parecida a la de los cotilos cementados de polietileno. La carga se transmite de una forma fisiológica a la zona superomedial del acetábulo ya que el módulo de elasticidad del tantalio es más parecido al del hueso huésped. Esto se refleja en unos buenos resultados clínicos, ya que ningún paciente refería dolor inguinal.

Los cotilos monobloque presentan unas ciertas dificultades técnicas adicionales. No permiten la fijación adicional con tornillos cuando la fijación inicial no es satisfactoria. La visualización del cotilo del paciente a través del implante metálico viene dificultada por el hecho de que el polietileno ya se encuentre presente. Por otro lado, este diseño tiene un alto coeficiente de fricción y se adhiere a las partes blandas si no hemos sido cuidadosos al separarlas. Además, si no centramos bien el implante en el anillo acetabular, al impactarlo, el cotilo se puede desplazar a craneal al chocar con el borde del acetábulo¹². En esta serie, la orientación de los componentes ha sido satisfactoria. Estudios con sistemas digitales de valoración radiográfica como el EBRA (*Ein-Bild-Röntgen-Analyse method*) muestran como los cotilos de tantalio no presentan una migración significativa^{10,20,23}. Nosotros tampoco hemos podido detectar migraciones significativas.

Por otro lado, el diseño elíptico y el mayor diámetro periférico hace que al adherirse al hueso periférico con fuerza le impida asentarse en el fondo del cotilo, esto condiciona que en las radiografías postoperatorias encontremos hiatos polares. La capacidad osteoconductiva del tantalio hace que los hiatos entre implante y hueso sean rellenados por crecimiento óseo del fondo del cotilo, haciendo que hiatos de hasta 5 mm se rellenen en un periodo de 24 semanas. La incidencia llega hasta un 29% en algunas series, según los autores ganaban experiencia con el implante, los hiatos postoperatorios eran menos frecuentes²⁰. El tamaño de los hiatos se relaciona generalmente con la diferencia entre el fresado y el tamaño del implante. McKenzie²⁴ encontraba hiatos inferiores a 1 mm cuando era un fresado igual, y 1,4 o 3,9 cuando la diferencia de fresado era de 2 o 4 mm respectivamente. Gruen²⁵ encuentra más hiatos con los diseños de tantalio que en los de titanio, pero éstos se rellenan completamente;

en una serie de 574 cotilos de tantalio encuentra hiatos en 80 caderas (19%), pero el 84% de éstos se rellenan. En nuestra serie encontramos hiatos postoperatorios en tres implantes, dos de ellos se rellenan. El empleo de injerto en el fondo del acetábulo en 8 casos y el hecho de que los implantes no se hubieran sobredimensionado mucho pueden haber influido en que la tasa haya sido más baja que en las series de estos otros autores que no empleaban injerto¹⁰.

La incidencia de líneas radiolúcidas con implantes de tantalio es muy baja. Algunas series no presentan ninguna línea radiolúcidas^{10,20}. En la serie de Gruen la incidencia es de un 9%, 30 de 334 caderas, todas de menos de 1 mm, no progresivas y en una sola zona²⁵. Hemos encontrado líneas radiolúcidas en cuatro implantes, no siendo en ningún caso progresivas. La incidencia de líneas radiolúcidas en implantes de tantalio es inferior a la de los implantes de titanio. En éstos hay una mayor frecuencia de cotilos con fijación fibrosa estable²⁵. Nuestra serie muestra cómo la integración de los cotilos de tantalio es buena y se mantiene con seguimientos a largo plazo.

El diseño monobloque evita el desgaste entre el inserto de polietileno y la copa, esto reduce el número de partículas de desgaste generadas. Además al ser buena la integración periférica y al no tener agujeros para tornillos, las partículas no tienen acceso a la interfaz hueso-implante, no apareciendo cavidades osteolíticas. En distintas series revisadas empleando este diseño, no hemos encontrado referencias a osteólisis periimplante^{10,20,25}. En nuestra serie ningún implante presentaba áreas de osteólisis.

Aunque en series como la de Macheras²⁰, con 8-10 años de seguimiento refieren que no encuentran desgastes del polietileno, nosotros sí lo hemos encontrado. La tasa de desgaste en nuestra serie ha sido de 0,158 mm/año, es una tasa semejante a la de otros diseños contemporáneos, pero también con polietileno clásico sin alta densidad de enlaces cruzados²⁶. No sabemos si el desgaste del polietileno puede comprometer la supervivencia de estos implantes a más largo plazo.

La limitación de esta serie es el reducido número de pacientes, aunque al ser una serie prospectiva ha mejorado la calidad del seguimiento. Por otro lado, el grupo de pacientes presenta edades y diagnósticos heterogéneos, componiendo una serie no uniforme y no se dispone de un grupo control. Por otro lado, los cotilos fueron empleados con dos diseños de vástagos diferentes, lo cual puede afectar a la evolución de los cotilos.

Podemos concluir, que la utilización de componentes acetabulares de metal trabecular en la cirugía primaria de reemplazo articular ofrece unos resultados clínicos y radiográficos excelentes. Es necesario seguimientos más largos para valorar si el desgaste del polietileno en implantes monobloques puede condicionar la supervivencia de los cotilos a pesar de que estén bien integrados. También es motivo de preocupación la posibilidad de tener que revisar cotilos integrados por el desgaste del polietileno sin la posibilidad de sólo cambiar el inserto.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia II.

Protección de personas y animales

Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos

Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado

Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Bobynd JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue Response to Porous Tantalum Acetabular Cups. *J Arthroplasty*. 1999;14:347–54.
2. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg Br*. 1990;72:53–9.
3. Smith SE, Estok DM, Harris WH. Average 12-year outcome of a chrome-cobalt, beaded, bony ingrowth acetabular component. *J Arthroplasty*. 1998;13:50–60.
4. Kim Y-H, Kim J-S, Cho S-H. Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12- year results of prospective and consecutive series. *J Arthroplasty*. 1999;14:538–48.
5. Freeman MA. Acetabular cup migration: prediction of aseptic loosening. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79-B:342–3.
6. Bobynd JD, Stackpool GJ, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br*. 1999;81-B:907–14.
7. Bobynd JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue response to porous tantalum acetabular cups: a canine model. *J Arthroplasty*. 1999;14:347–54.
8. Bobynd JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;150:263–70.
9. Fernández-Fairén M, Murcia A, Iglesias A, Querales V, Sevilla P, Gil J. Osteointegración de vástagos de tantalio poroso implantados en necrosis avasculares de la cadera. *Acta Ortop Mex*. 2008;22:215–21.
10. Macheras GA, Papagelopoulos PJ, Kateros K, Kostakos AT, Baltas D, Karachalios TS. Radiological evaluation of the metal-bone interface of a porous tantalum monoblock acetabular component. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88-B:304–9.
11. Astion DJ, Saluan P, Stulberg BN, Rimnac CM, Li S. The porous-coated anatomic total hip prosthesis: failure of the metal-backed acetabular component. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78-A:755–66.
12. Sculco T. The Acetabular Component. *J Arthroplasty*. 2002;17:118–21.
13. Poggie RA, Cohen RC, Averill RG. Characterization of a porous metal, direct compression molded UHMWPE junction. *Trans Orthop Res Soc*. 1998;23:777.
14. Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1982;64B:17–9.
15. Merle D'Aubigné R, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1954;36-A:451–75.
16. De Lee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1976;121:20–32.
17. Schmalzried TP, Harris WH. The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation Radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74A:1130–9.
18. Massin P, Schmidt L, Engh CA. Evaluation of cementless acetabular component migration. *J Arthroplasty*. 1989;4:245–51.
19. Kim YH, Kim JS, Cho SH. A comparison of polyethylene wear in hips with cobaltchrome or zirconia heads: a prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83-B:742–50.
20. Macheras GA, Kateros K, Kostakos A, Koutsostathis S, Danomaras D, Papagelopoulos PJ. Eight- to Ten-Year Clinical and Radiographic Outcome of a Porous Tantalum Monoblock Acetabular Component. *J Arthroplasty*. 2009;24:705–9.
21. Collier JP, Bauer TW, Boebaum RD. Results of implant retrieval from post-mortem specimens in patients with well-functioning long-term total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;274:97–112.
22. Macheras GA, Rateros K, Koutsostathis SD, Tsakotos G, Galanazos S, Papadakis SA. The trabecular metal Monoblock acetabular component in patients with high congenital hip dislocation. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92-B:624–8.
23. Kostakos AT, Macheras GA, Frangakis CE, Stafilas KS, Baltas D, Xenakis TA. Migration of the trabecular metal monoblock acetabular cup system. *J Arthroplasty*. 2010;25:35–40.
24. MacKenzie JR, Callaghan JJ, Pedersen DR, Brown TD. Areas of contact and extent of gaps with implantation of oversized acetabular components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;298:127–36.
25. Gruen TA, Poggie RA, Lewalen DG, Hanssen AD, Lewis RJ, O'Keefe TJ, et al. Radiographic evaluation of a monoblock acetabular component. *J Arthroplasty*. 2005;20:369–78.
26. García-Rey E, García-Cimbrello E, Cordero-Ampuero J. Outcome of a hemispherical porous-coated acetabular component with a proximally hydroxyapatite-coated anatomical femoral component. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;91-B:327–32.