

Interfase patológica por fricción metal-metal y metal-polietileno

Diferencias microscópicas

B. SERAL GARCÍA, T. CASTIELLA MURUZABAL, L. PANIAGUA ROYO,
J. SEGURA MATA y E SERAL, IÑIGO

*Departamento de Cirugía y Obstetricia. Universidad de Zaragoza. Facultad de Medicina.
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario. Zaragoza.*

Resumen.—Las partículas de polietileno han sido reconocidas como responsables de los aflojamientos asépticos y la osteólisis en las artroplastias totales de cadera. Algunos autores han vuelto a proponer la fricción metal-metal inentando mejorar los resultados. Aportamos 2 casos de revisión quirúrgica por aflojamiento aséptico, 1 prótesis de McKee y 1 doble cúpula de Freeman, ambas cementadas y aflojadas, que cursaron con osteólisis. Hemos estudiado la reacción tisular de la interfase del cotilo protésico y presentamos las diferencias histológicas entre el primer caso de fricción metal-metal y el segundo de fricción metal-polietileno, encontrando mayor presencia de histiocitos y células gigantes multinucleadas en el caso de fricción metal-polietileno.

METAL-METAL AND METAL-POLYETHYLENE INTERLACE. SOME HISTOLOGICAL DIFFERENCES

Summary.—Polyethylene wear debris have been implicated as a major cause of aseptic loosening and osteolysis in total hip arthroplasty. Some authors propose metal-metal friction intending to improve the results. We report two cases of revision surgery, due to aseptic loosening: one McKee prothesis and a Freeman double cupule, both cemented and loose, failing with osteolysis. We have studied the tissue reaction of the interface socket and the histological differences between the first case of metal-metal friction and the second case of metal-polyethylene friction. We found more histiocytes and multinucleated giant cells in metal-polyethylene friction case.

INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha relacionado el aflojamiento aséptico de los implantes protésicos con la reacción tisular a las partículas desprendidas por desgaste del polietileno. Osteólisis debida a la liberación de enzimas como prostaglandina E₂ e interleucina 1 puede aparecer en implantes movilizados o con fijación adecuada, siendo relacionada con la liberación y difusión tanto de partículas de polietileno como de polimetilmetacrilato y metálicas.

De todas ellas, Müller (1) considera las de polietileno como las que condicionan la supervivencia de

las prótesis, por lo que propone volver a evaluar clínicamente el par de fricción metal-metal ya utilizado por McKee (2). Entre 1065 y 1968 Müller utilizó el par de fricción metal-metal en 35 casos, y en 1983 tuvo ocasión de revisarlos encontrando reacción tisular mucho menos desfavorable que la habitualmente producida por el desgaste del polietileno.

Semlitsch et al. (3) estudiaron los implantes recuperados por Müller, encontrando un desgaste homogéneo del cotilo y de la cabeza de 2,5 mieras por año en cada uno.

El momento de la fricción del par metal-metal depende predominantemente de la geometría del cotilo y de la cabeza, siendo para cabezas de 28 mm. y superficies de aleación forjada de cromo-cobalto tan buenos los valores de fricción como en el par metal-polietileno.

Correspondencia:

Dra. B. SERAL GARCÍA
Plaza del Paraíso., 1, 7.º izquierda
5004 Zaragoza



Figura 1. Aflojamiento de una prótesis de McKee. Fractura diáfisaria de fémur a nivel distal del vástago, con movilización del cotilo cementado y del vástago con osteólisis.

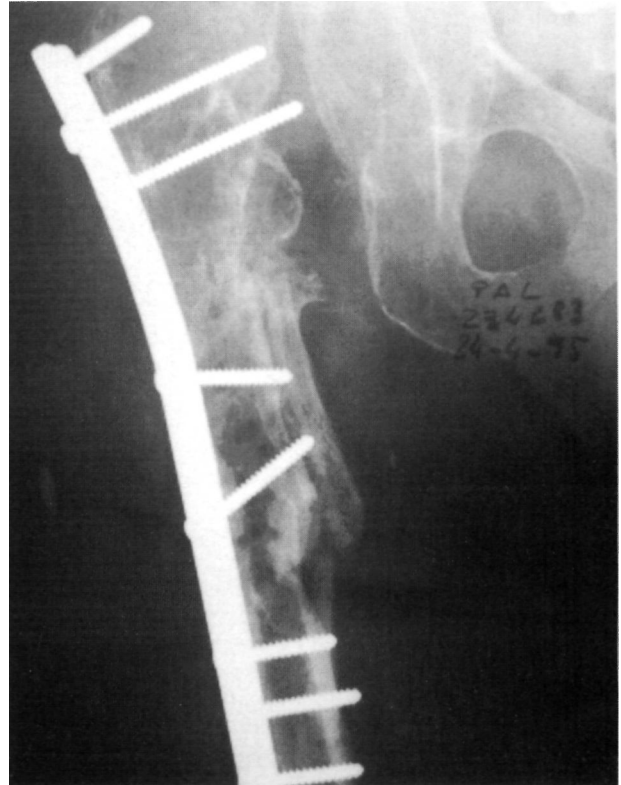


Figura 2. Aflojamiento de una prótesis de McKee. Fue intervenida realizándose una osteosíntesis del fémur, dejando la cadera con un Girdlestone.

Los test de desgaste para metal-metal son 40 veces inferiores que los de metal-polietileno (0,005 contra 0,2 mm.) y el número de partículas liberadas inferior para el par metal-metal (4×10^6) que para el par metal polietileno (10^9).

Hemos tenido ocasión de recambiar quirúrgicamente por aflojamiento aséptico una prótesis de McKee cementada implantada hace 20 años y una doble cúpula de Freeman cementada implantada hace 15 años, lo que nos ha permitido plantear la hipótesis de que la reacción tisular de la interfase del cotilo debe presentar diferencias demostrables entre el primer caso de fricción metal-metal y el segundo caso de fricción metal-polietileno.

MATERIAL Y MÉTODOS

El material estudiado procede de 2 pacientes de sexo femenino con edades de 78 y 73 años, intervenidas por aflojamiento de sus implantes, siendo una portadora de una prótesis de McKee desde hace 20 años y la otra de una doble cúpula de Freeman desde hace 15 años.

La paciente que lleva una prótesis de McKee ingresó por una fractura diáfisaria de fémur a nivel distal del vástago, presentando movilización del cotilo metálico ce-

mentado con osteólisis, así como del vástago (Fig. 1). Esta paciente fue intervenida realizando una osteosíntesis del fémur previa extracción de la prótesis, dejando la cadera con un Girdlestone (Fig. 2).

La segunda paciente ingresó para recambio de la doble cúpula de Freeman movilizada con rotura del cotilo de polietileno y osteólisis del cotilo (Fig. 3), practicando extracción de los implantes y recambio protésico con un anillo metálico atornillado antiprotusivo de Müller, asociado a relleno de las zonas líticas del cotilo con aloinjertos, cotilo de polietileno y vástago PCA cementado con cabeza metálica de 28 mm. (Fig. 4).

En ambos casos se tomó para estudio histológico el tejido de la interfase situada entre los implantes cotiloideos y su lecho óseo, así como de este lecho. Secciones seriadas de 5 micras de espesor fueron teñidas con hematoxilina-eosina y examinadas con microscopía óptica y luz polarizada.

Adoptando la graduación cualitativa de Agios et al. (+) se estudió comparativamente la presencia de inflamación, reacción histiocítica, fibrosis, necrosis, hemorragia, células gigantes, partículas de polietileno, de cemento y metálicas, así como las alteraciones óseas en zonas osteolíticas.

Las partículas de cromo-cobalto aparecen como pequeñas esferas negras de 1 a 4 micras de diámetro situadas extracelularmente y en el interior del citoplasma de los histiocitos (Fig. 5). Los residuos de cemento se identifican

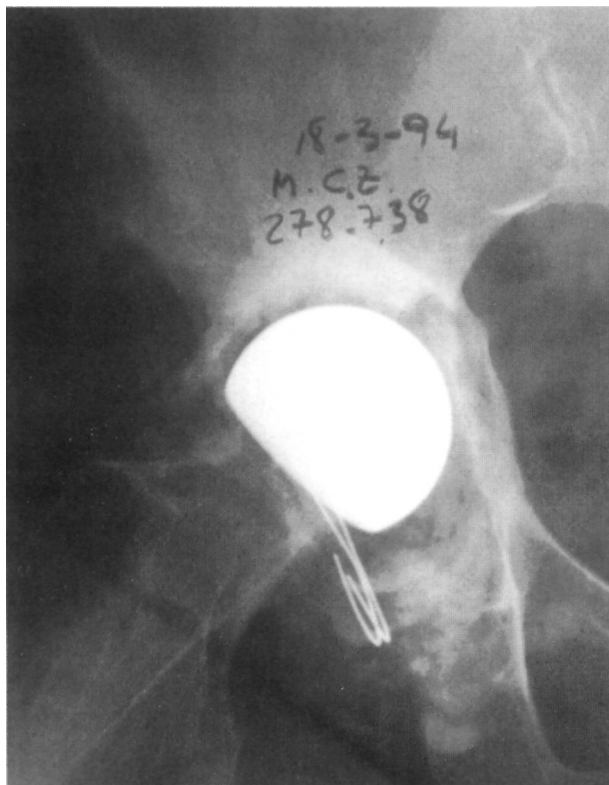


Figura 3. Aflojamiento de una doble cúpula de Freeman. Rotura del cotilo de polietileno y osteólisis.



Figura 4. Aflojamiento de una doble cúpula de Freeman. Se intervino practicándose extracción de los implantes y recambio protésico con anillo metálico antiprotrusivo de Müller.

como espacios ovales o redondeados, de unas 100 micras de diámetro, siendo resultado de la acción disolvente del xileno durante el procesado. Estos espacios están rodeadas por numerosas células gigantes a cuerpo extraño (Fig. 6). A menudo se visualizan en los espacios granulos de sulfato de bario de 1 a 2 micras de tamaño y débilmente refringentes a la luz polarizada. Las partículas de polietileno son traslúcidas, de tamaños variables, de bordes lisos y fuertemente birrefringentes con luz polarizada.

RESULTADOS

En ambos casos se ha encontrado escasa inflamación linfoplasmocitaria, escasa hemorragia y escasos detritus óseos (Tabla I). La presencia de partículas de cemento ha sido moderada y similar en ambos casos. La fibrosis es importante en el caso de metal-metal, siendo moderada en el caso de metal-polietileno. La necrosis ha sido escasa en el caso metal-metal y moderada en el caso de metal-polietileno (Fig. 7). Las partículas metálicas son abundantes en el caso de metal-metal y escasas en el de metal-polietileno. En el caso de metal-polietileno las partículas de polietileno eran muy abundantes. La reacción histiocítica se ha encontrado en ambos casos de forma importante, siendo mayor en el caso de metal-polietileno. Las células gigantes esta-

ban presentes en ambos casos, siendo escasas en el caso de metal-metal y muy abundantes en el caso de metal-polietileno (Fig. 8).

DISCUSIÓN

Lee et al. (5) estudian el tamaño de las partículas metálicas en artroplastias totales de cadera fra-

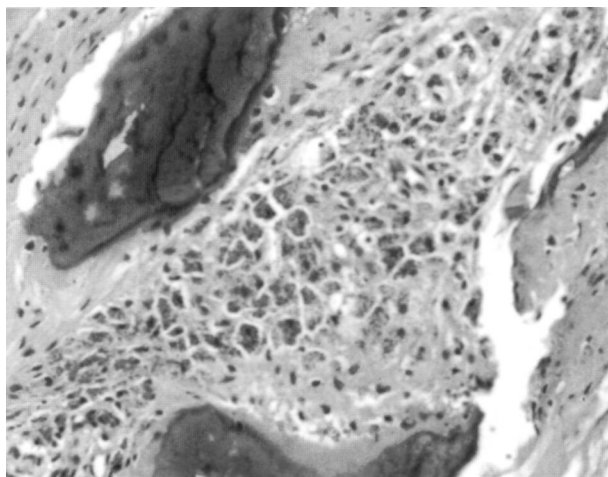


Figura 5. Proliferación histiocitaria con células cargadas de partículas metálicas.

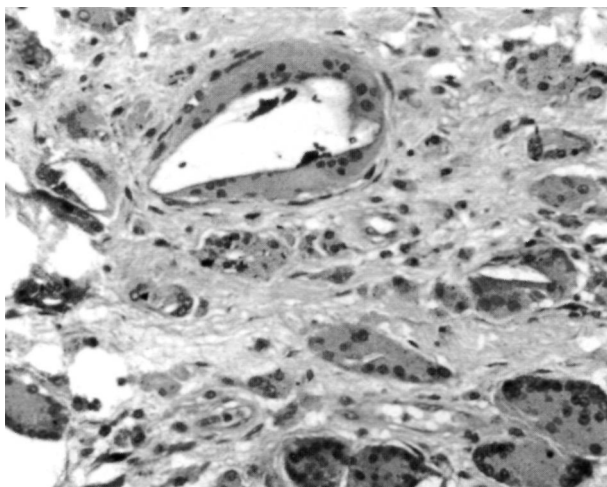


Figura 6. Cavity grande correspondiente a cemento rodeada de gran cantidad de células gigantes, polietileno y partículas metálicas.

casadas y sometidas a cirugía de revisión, encontrando con métodos de digestión tisular valores de 0,8 a 1,8 micras, y con procesado convencional valores de 0,3 a 0,7 micras. Con microscopía electrónica de transmisión encuentran valores de 0,05 a 0,5 micras, siendo la mayoría menores de 0,1 micra. Junto al tamaño de las partículas consideran factores importantes en el aflojamiento protésico aséptico la composición de la aleación metálica, la cantidad y la velocidad de generación de detritus metálicos y de polietileno.

Brien et al. (6) hacen un estudio comparativo de implantes cementados de acero inoxidable, cromo-cobalto y titanio, estando unos fijos y otros aflojados. En los implantes fijos hay tasas bajas de metales en líquido sinovial. En implante movilizados las tasas de metales en líquido sinovial y tejidos periprotésicos aumenta 5 veces en los de acero inoxidable, 7 veces en los de cromo-cobalto y 21 veces en los de titanio.

Tabla I: Graduación cualitativa de Agin et al.

	Metal-metal + cemento	Metal-polietileno + cemento
Inflamación linfoplasmocitaria	+	+
Reacción histiocítica	+++	++++
Fibrosis	+++	++
Necrosis	+	++
Hemorragia	+	+
Células gigantes	+	++++
Polietileno	-	++++
Cemento	++	++
Detritus óseo	+	+
Metal	+++	+

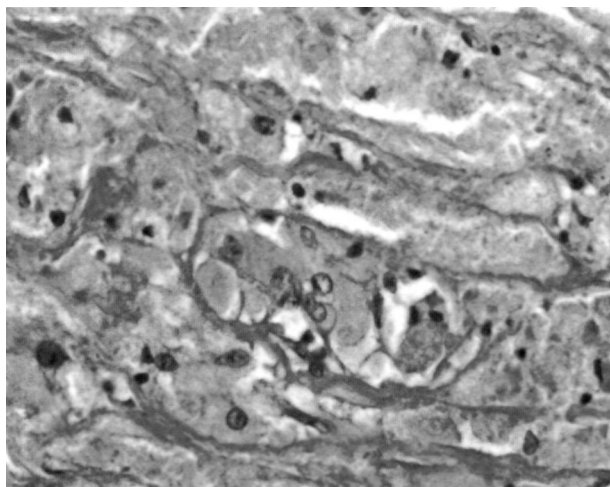


Figura 7. Necrosis. Histiocitos viables que contienen polietileno con núcleos picnóticos.

Betts et al. (7) encuentran en cirugía de revisión de artroplastias totales de cadera cementadas con implantes de cromo-cobalto que las partículas metálicas son debidas predominantemente a desgaste y tienen una distribución muy irregular en los tejidos periprotésicos. La buena relación entre los componentes de la aleación del implante y los hallazgos tisulares permiten dudar de que la corrosión sea el mayor mecanismo productor de detritus. No encuentran relación entre el contenido metálico tisular, la respuesta histológica y el tiempo del implante. lo que lleva a suponer que gran parte de las partículas metálicas se han liberado después del aflojamiento. Los aflojamientos se pueden producir con escasas partículas metálicas en los tejidos peripro-

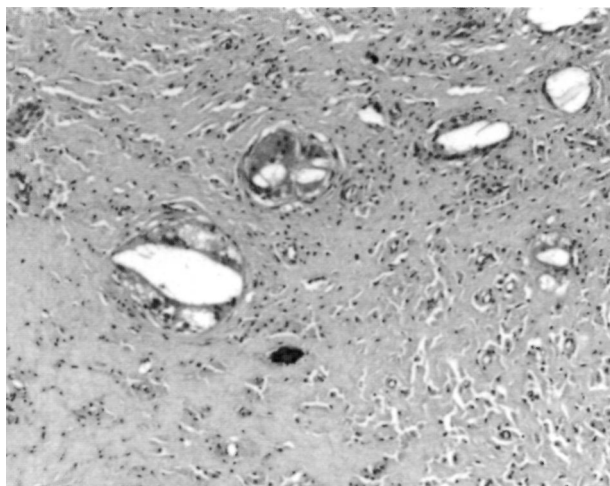


Figura 8. Panorámica metal-metal. Espacios claros correspondientes a cemento, células gigantes alrededor del cemento, menos células gigantes, más fibrosis, menos celularidad que en el caso de polietileno-metal.

tésicos, por lo que no aceptan un umbral de partículas residuales metálicas. Mayor papel en desencadenar una reacción inflamatoria tendrían las partículas de cemento y de polietileno. En los casos sépticos hay mayores tasas de detritus metálicos.

Huo et al. (8) estudian los residuos metálicos en endosteólisis femorales en artroplastias totales de cadera cementadas. En la zona lítica encuentran partículas de cemento, de polietileno y metálicas. Los niveles de metales fueron 2.5 veces más altos en la zona lítica que en la pseudomembrana femoral y más de 4 veces que en la pseudocápsula. Las observaciones histológicas les permiten sugerir que los residuos metálicos no son el factor principal en la patogenia de la osteólisis.

Jacobs et al. (9) en artroplastias totales de cadera cementadas con implantes de titanio, aluminio, vanadio y aflojados encuentran concentraciones séricas de titanio 2 veces superiores al grupo control que no lleva implantes. Los pacientes con tasas en suero superiores a 8 nanogramos por milímetro cúbico tendrían aflojamiento del implante. Las tasas de otros elementos no estaban elevadas.

Lagkamer et al. (10) encuentran partículas metálicas en ganglios linfáticos, hígado y bazo, en 2 casos de prótesis totales cementadas, una de titanio-aluminio-vanadio y otra de acero inoxidable. Estas observaciones les llevan a sugerir los riesgos tóxicos y oncogénicos de los detritus metálicos.

Maloney et al. (11) en cultivos de fibroblastos sinoviales bovinos encuentran que las partículas de cobalto son tóxicas a todas las concentraciones inhibiendo la captación de timidina tritiada. A su vez las partículas de titanio, aluminio y cromo, a bajas concentraciones, estimulan la proliferación fibroblástica mientras que con altas concentraciones son tóxicas.

Haynes et al. (12) en estudios *in vitro* con macrófagos peritoneales encuentran que las partículas de cromo-cobalto son muy tóxicas para las células, disminuyen la producción de prostaglandinas E_2 y de interleucina 6, no influyendo en la liberación de interleucina 1 y del factor de necrosis tumoral. Sin embargo, las partículas de titanio-aluminio-vanadio aumentan 6 veces la producción de prostaglandinas E_2 , de interleucinas 1 y 6 y de factor de necrosis tumoral.

Horowitz et al. (13) estudiaron en cultivos celulares la acción del polimetilmetacrilato, encontrando con partículas entre 1 y 12 micras acción tóxica

celular con inhibición de la captación de timidina tritiada. aumento de prostaglandinas E_2 y aumento del factor de necrosis tumoral. El aumento de prostaglandinas E_2 sería consecuencia del estímulo provocado por el factor de necrosis tumoral sobre osteoblastos y otras células, no siendo producidas por los macrófagos.

Shanbag et al. (14) estudian las membranas de la interfase procedentes de revisiones quirúrgicas de prótesis no cementadas de aleaciones de titanio. La mayoría de las partículas encontradas son de polietileno, inferiores a 1 micra, similares a las de la resina virgen utilizada en la fabricación del polietileno, no siendo visibles en microscopía óptica. También encuentran fragmentos de titanio, probablemente producidos por desgaste, y partículas ricas en calcio y fósforo. Las partículas de titanio se encuentran en tejidos que no tienen una visible alteración en su coloración. La remodelación ósea y la mineralización del osteoide podría incorporar átomos metálicos en los cristales de hidroxiapatita.

Huk et al. (15) en 19 pacientes con cirugía de revisión estudian la interfase de cotilos protésicos atornillados, tanto a nivel de los orificios con tornillo como de los vacíos. En los primeros encuentran partículas de polietileno en 7 y metálicas en 10. En los orificios vacíos hay polietileno en 14 y partículas metálicas en 5. Las uniones modulares no articulares en cotilos blindados atornillados crean nuevas interfases para la generación de detritus que pueden causar reacciones granulomatosas.

Urban et al. (16) estudian en 10 casos de revisión quirúrgica y en 5 casos de autopsia la migración de los productos de corrosión en prótesis modulares de cadera a nivel de la unión cabeza-cuello. Las cabezas eran de cromo-cobalto y estaban acopladas con vástagos de cromo-cobalto o de aleación de titanio. A los 8 meses del postoperatorio ya se encuentra ortofosfato de cromo. Los productos de corrosión pueden emigrar hacia la superficie articular y hacia las membranas de la interfase hueso-implante. En la zona articular pueden aumentar el desgaste actuando como un tercer material interpuesto.

Estos hallazgos parecen ser similares a los encontrados en prótesis de McKee-Earrar con fricción metal-metal y con las prótesis modulares de Lord. La reacción tisular periprotésica al ortofosfato de cromo presenta histiocitosis, fibrosis, necrosis, moderado infiltrado linfoplasmocitario y algunos leucocitos polimorfonucleares. Una observación frecuente es la abundancia de diminutas partículas de polietileno y

de ortofosfato de cromo en el interior de los histiocitos que no son digeridas biológicamente.

Case et al. (17) en 13 estudios de autopsia, de los que 7 son prótesis de cadera, 1 prótesis de rodilla y 5 de tornillos deslizantes de cadera, encuentran partículas metálicas en ganglios linfáticos, médula ósea, hígado y bazo. Las tasas de metales son más amplias en los implantes movilizados. En los ganglios linfáticos se producen alteraciones estructurales como necrosis y fibrosis. Estas pueden interferir con la respuesta inmunitaria local y la reacción del huésped ante la infección. Junto a las eventuales alteraciones inmunológicas no se debe olvidar el riesgo oncogénico, aunque estas asociaciones son inciertas y controvertidas. Las alteraciones en los ganglios linfáticos sugieren que las zonas necrosadas inducen reclutamiento de nuevos macrófagos. Los ciclos de necrosis y refagocitosis amplían las zonas de necrosis, teniendo similitud con la silicosis. En bazo y en hígado no encuentran ni necrosis ni fibrosis.

En nuestro estudio destaca la similitud del proceso inflamatorio crónico con tendencia a la fibrosis en ambos casos. La celularidad (relación células-estroma) es muy variable de unas áreas a otras dentro

del mismo caso e incluso del mismo corte, por lo que dudamos que cualquier diferencia que pudiera establecerse entre los 2 grupos fuese significativa. La principal diferencia cualitativa y cuantitativa entre los 2 ejemplos se da en las células gigantes, mucho más abundantes cuando hay polietileno. También la reacción histiocitaria y la necrosis parecen mayores, pero la diferencia es menos llamativa. Como es lógico, también hay diferencia en la cantidad de metalosis (de histiocitos conteniendo metal), mayor en el caso de metal-metal. Como curiosidad, los cambios histológicos en el hueso de tipo «pagetoide» observados en otros casos de polietileno se ven también en este caso de metal-metal.

Nuestras observaciones coinciden con las de Betts et al. (7), Huo et al. (8) y Müller (1), siendo las partículas de polietileno las que provocan mayor reclutamiento histiocítico, aunque éste también es importante en el caso de las partículas metálicas de cromo-cobalto. La presencia mucho más numerosa de células gigantes cuando hay partículas de polietileno podría explicarse por el número de éstas, por su composición química, pero también por el mayor (aamaño de las que se identifican con microscopía óptica.

Bibliografía

1. Müller ME. The benefits of metal on metal total hip replacement. *Clin Orthop* 1995;311:54-59.
2. McKee CR. Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop* 1970;72:85-103.
3. Semlitsch M, Streicher RM, Weber H. Verschleissverhalten von pfannen und kugeln ans CoCrMo-gusslegierung bei langzeitig implantierten. Ganzmetall-Huftprouthesen. *Orthopäde* 1989;18:377-381.
4. Agins HJ, Alcock NW, Bansal M, Salvati EA, Wilson PD, Pellici PM et al. Metallic wear in failed titanium-alloy total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 1988;70A:347-356.
5. Lee JA, Salvati EA, Betts F, Di Carlo EF, Doty SB, Bullough PG. Size of metallic and polyethylene debris particles in failed cemented total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 1992;74B:378-384.
6. Brien WW, Salvati EA, Betts F, Bullough P, Wright T, Rimnac C et al. Metal levels in cemented total hip arthroplasty: a comparison of well-fixed and loose implants. *Clin Orthop* 1992;276:66-74.
7. Betts F, Wright T, Salvati E, Bosley A, Bansal M. Cobalt-alloy metal debris in periarticular tissues from total hip revision arthroplasties: metal contents and associated histologic findings. *Clin Orthop* 1992;276:75-82.
8. Huo MH, Salvati EA, Lieberman JR, Betts T, Bansal M. Metallic debris in femoral endosteolysis in failed cemented total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 1992;276:157-168.
9. Jacobs JJ, Skipor AK, Black J, Urban RM, Calante JO. Release and excretion of metal in patients who have a total hip-replacement component made of titanium-base alloy. *J Bone Joint Surg* 1991;73A:1475-1486.
10. Langkamer VG, Case CP, Heap P, Taylor A, Collins C, Perse M et al. Systemic distribution of wear debris after hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1992;74B:831-839.
11. Maloney WJ, Smith RL, Castro E, Schurman DJ. Fibroblast response to metallic debris *in vitro*. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:835-844.
12. Haynes DR, Rogers SD, Hay S, Peracey MJ, Howie DW. The differences in toxicity and release of bone-resorbing mediators induced by titanium and cobalt-chromium alloy wear particles. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:825-834.
13. Horowitz SM, Doty SB, Lane JM, Burstein AH. Studies of the mechanism by which the mechanical failure of polymethylmethacrylate leads to bone resorption. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:802-813.
14. Shanbag AS, Jacobs JJ, Glant TT, Gilbert JL, Black J, Galante JO. Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1994;76B:60-67.
15. Huk OL, Bansal M, Betts F, Ritman CM, Lieberman JR, Huo MH et al. Polyethylene and metal debris generated by non-articulating surfaces of modular acetabular components. *J Bone Joint Surg* 1994;76B:568-574.
16. Urban RM, Jacobs JJ, Cibert JL, Calante JO. Migration of corrosion products from modular hip protheses. *J Bone Joint Surg* 1994;76A:1345-1359.
17. Case CP, Langkamer VG, James C, Palmer MR, Kemp AJ, Heap PF et al. Widespread dissemination of metal debris from implants. *J Bone Joint Surg* 1994;76B:701-712.