

Estudio del desgaste catastrófico de la circona

M. FERNÁNDEZ FAIREN¹, F.J. GIL MUR², S. MARTÍNEZ³, P. SALA¹, J.A. DELGADO², A. BLANCO¹.

¹Fundación Policlínica del Vallés. Granollers. Barcelona

²Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica.
Universitat Politècnica de Catalunya.

³Departamento de Cristalografía. Universitat de Barcelona.

Introducción

Al inicio de los años 70's Boutin en Francia¹ y Mittelmeier en Alemania² comienzan a utilizar en clínica una cerámica de óxido de aluminio (alúmina) como material constitutivo de las superficies articulares de prótesis totales de cadera. A sus innegables ventajas hay que oponer algunos inconvenientes. En efecto, además de su fragilidad como material, es muy sensible a la finura de acabado superficial y de esfericidad de las superficies articulares, la tolerancia entre ellas y la orientación de los componentes^{3,4-7}, y susceptible de fracturarse por fatiga si su encaje en los componentes metálicos es irregular o no sigue una adecuación de dimensiones perfecta^{7,8}, o si se calienta y se enfría bruscamente⁹. La sobredimensión de los componentes, empleando cabezas de diámetro mayor de 32 mm, fue la norma.

Esta fue una de las razones para que los investigadores se volvieran hacia otro material cerámico compuesto por óxido de zirconio, o circona (fig.1), con un magnífico comportamiento frente al desgaste^{11,12}, mejor en su combinación con UHMWPE que el del CoCr o incluso que el de la alúmina frente al UHMWPE^{13,14}, y unas propiedades mecánicas superiores a la de este material cerámico⁸. Dada además la excelente biocompatibilidad de la circona, tanto en bloque como en partículas¹⁵, la conclusión fue la puesta en el mercado de implantes con un par articular circona/UHMWPE con cabezas de diámetro de 28 mm^{16,17} o incluso de 22 mm¹⁸⁻²¹, al disponer de un mayor margen de seguridad que con la alúmina para esas tallas pequeñas^{22,23}.

Desde 1985 a 1995 Clarke y cols.²⁴ calculan se han implantado unas 104.000 cabezas de circona.

Correspondencia:

M. Fernández Fairen
Fundación Policlínica del Vallés
Gerona 5, Granollers
E-mail: axisbiomec@bsab.com

Unas han debido ir bien, tal como reflejan algunos estudios^{16,18-20}, pero otros autores refieren un peor comportamiento^{17,21,25-27}. Bastante se ha hablado del riesgo de fractura de estas cabezas y de las posibles causas de ello²⁸⁻³⁰. Lo que este trabajo pretende es analizar en profundidad el problema que se presenta a veces en clínica de desgaste acelerado, catastrófico, de algunas cabezas en servicio, partiendo del estudio de los especímenes explantados.

Material y método

Se han conseguido dos cabezas de 32 mm de diámetro de cerámica policristalina de circona, estabilizada con óxido de itrio (Y_2O_3), manufacturada por presurización isostática en calor (HIP) en atmósfera oxidante, con una densidad de 6,1 gr/cm³ y un contenido de fase monoclinica menor del 4%, del volumen según manifestación del fabricante. Ambas se utilizaron esterilizadas de origen, no habiéndose reesterilizado ni expuesto a fuente de calor alguna.

El primer caso (fig.2) correspondía a una mujer de 57 años, con un peso de 91 kg, activa, operaria en una cadena de montaje, a la que seis años antes se le había implantado una prótesis total de cadera por una grave coxartrosis, con par articular circona/UHMWPE, inserto metálico cotiloideo y vástago femoral de Ti-6Al-4V recubiertos de hidroxiapatita y, por tanto, no cementados. La ablación del implante se realizó por mostrar a lo largo de los cinco años que estuvo en servicio un grave desgaste progresivo del componente plástico acetabular de 0,61 mm por año, medido según el método de Livermore³¹, con el riesgo inherente de la desaparición o rotura del mismo. En efecto, de un espesor del UHMWPE cotiloideo, comprobado en la zona inferior del núcleo, de 6 mm restaban sólo 2,9 mm en la zona craneal del mismo. Tanto el vástago como la cúpula metálica permanecían bien anclados, a pesar de las lesiones osteolíticas de calcar y trocánter mayor.

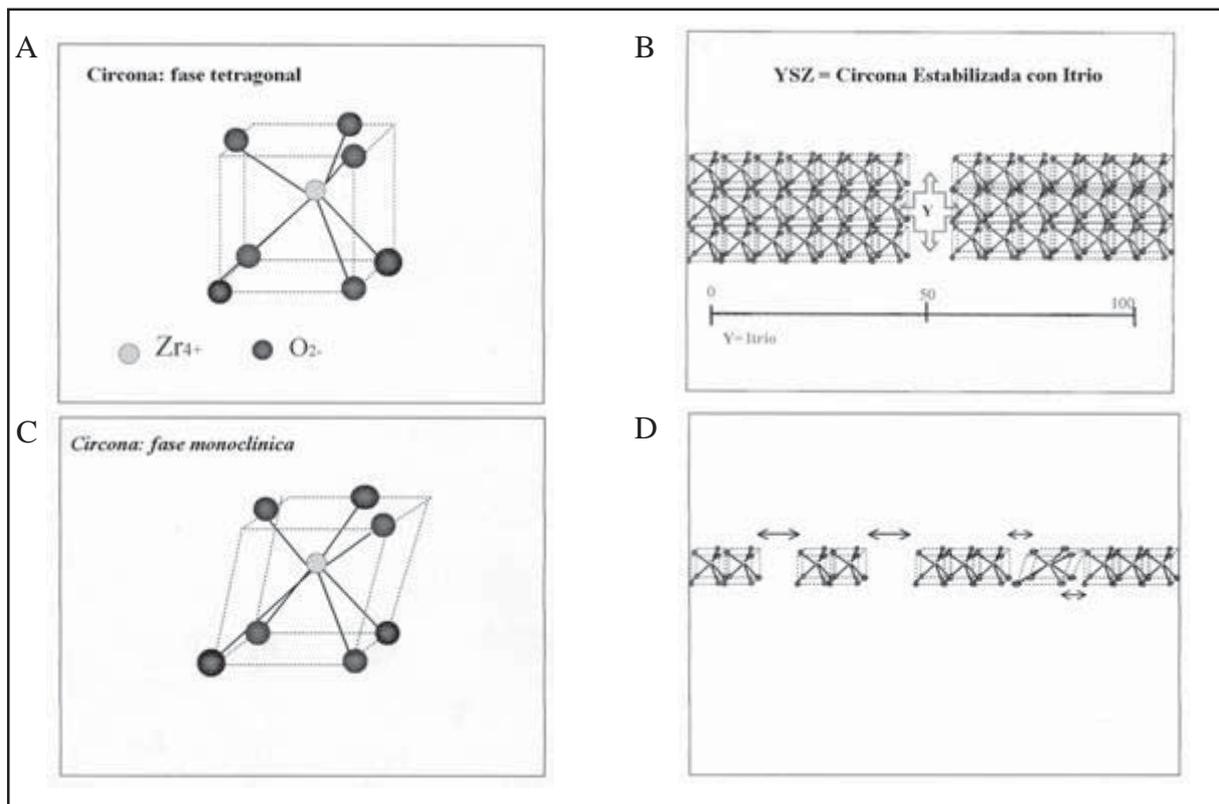


Figura 1. Estructura de la fase tetragonal de la circona; B) el óxido de itrio, que debe suponer de manera ideal y estricta el $4,95 \pm 0,45\%$ de la cerámica según norma ISO¹⁰, estabiliza la estructura general; C) el calor y/o las sollicitaciones mecánicas pueden causar la transformación de la fase tetragonal en monoclinica («metaestabilidad»), con una expansión volumétrica neta de los granos de cerámica. Este comportamiento complejo es bien sabido que sucede pero aún no está totalmente comprendido; D) así ese incremento de volumen, que alcanza a ser de un 3% aproximado, hace disminuir el espacio entre granos teniendo un efecto positivo sobre la detención de la propagación de grietas haciendo más tenaz el material.



Figura 2. Caso n° 1: grave desgaste y lesiones osteolíticas en calcar y trocánter mayor.

El segundo caso (fig.3) ha sido también una mujer de 65 años, de 57 kg de peso y ama de casa, que recibió a sus 60 años una prótesis total de cadera con inserto cotiloideo roscado, núcleo de UHMWPE, cabeza de circona de 32 mm de diámetro y vástago femoral de titanio cementado con polimetilmetacrilato, presentando con el paso de esos años una osteolisis progresiva y un aflojamiento aséptico motivo de la revisión. En ambos casos ésta transcurrió sin incidentes pudiéndose extraer la cabeza sin violencia ni daño de su encaje en el cono morse del tallo femoral. En ninguno de los dos casos se apreció peroperatoriamente contacto de la cabeza cerámica con el elemento metálico cotiloideo.

Las cabezas fueron estudiadas primero macroscópicamente y luego cortadas con sierra de diamante en dos mitades iguales sobre el plano

medio perpendicular a su plano ecuatorial, comprendiendo como polos el extremo troncocónico de inserción sobre el vástago femoral y el punto sobre la cabeza diametralmente opuesto al mismo. Se inspeccionaron mediante microscopía electrónica la superficie articular de la cabeza, la superficie interna de encaje del componente cefálico sobre el cono morse, y las correspondientes a la sección de corte de la pieza. Esto se completó con el estudio de las mismas por difracción de rayos-X.

Resultados

El aspecto macroscópico de ambas cabezas difiere una de otra (fig.4) pero con una obvia similitud de base. Ambas exhiben una contaminación negruzca de la región superior



Figura 3. Caso nº 2; vástago aflojado con lesiones osteolíticas periprotésicas; se aprecia también el grado de desgaste del polietileno.

correspondiente al casquete cefálico de máxima sustentación de carga y contacto bajo esas condiciones. En el caso n° 1 las trazas negras muestran un patrón elipsoideo que recuerda el trayecto seguido por los puntos de carga durante el ciclo de marcha. En la cadera 2 la cabeza está manchada en esa zona más uniformemente y menos marcada que la del caso anterior, aunque también se aprecian trazos lineales con cierta trayectorialidad.

La microscopia electrónica reveló la existencia en las zonas ennegrecidas de graves lesiones de deslaminación de la superficie de circona, con la separación parcial o total de placas de la misma (fig.5), dejando en su lugar grandes oquedades de 10-15 μm de profundidad. Todo el campo se encontraba ocupado por la dispersión de pequeñas partículas redondeadas que en el análisis cualitativo

resultaron ser unas del material metálico constitutivo del implante y otras de la circona misma.

La diferencia es notable cuando se compara el aspecto de las zonas mencionadas con aquellas otras de la cabeza en la que la superficie de circona no aparece alterada microscópicamente (fig.6). En efecto, en estas zonas «blancas» no se encuentran en absoluto lesiones de deslaminación, mostrándose la superficie exenta de desgaste mayor.

La observación de la superficie del alojamiento del cono morse metálico femoral tampoco demuestra un compromiso alarmante de la misma, si bien es ostensible el marcado con estriación longitudinal (fig.7) de la cerámica de dicha superficie.

En el estudio de la composición de fases cristalinas por difracción de rayos-X de los dos fragmentos de cerámicas de circona provenientes

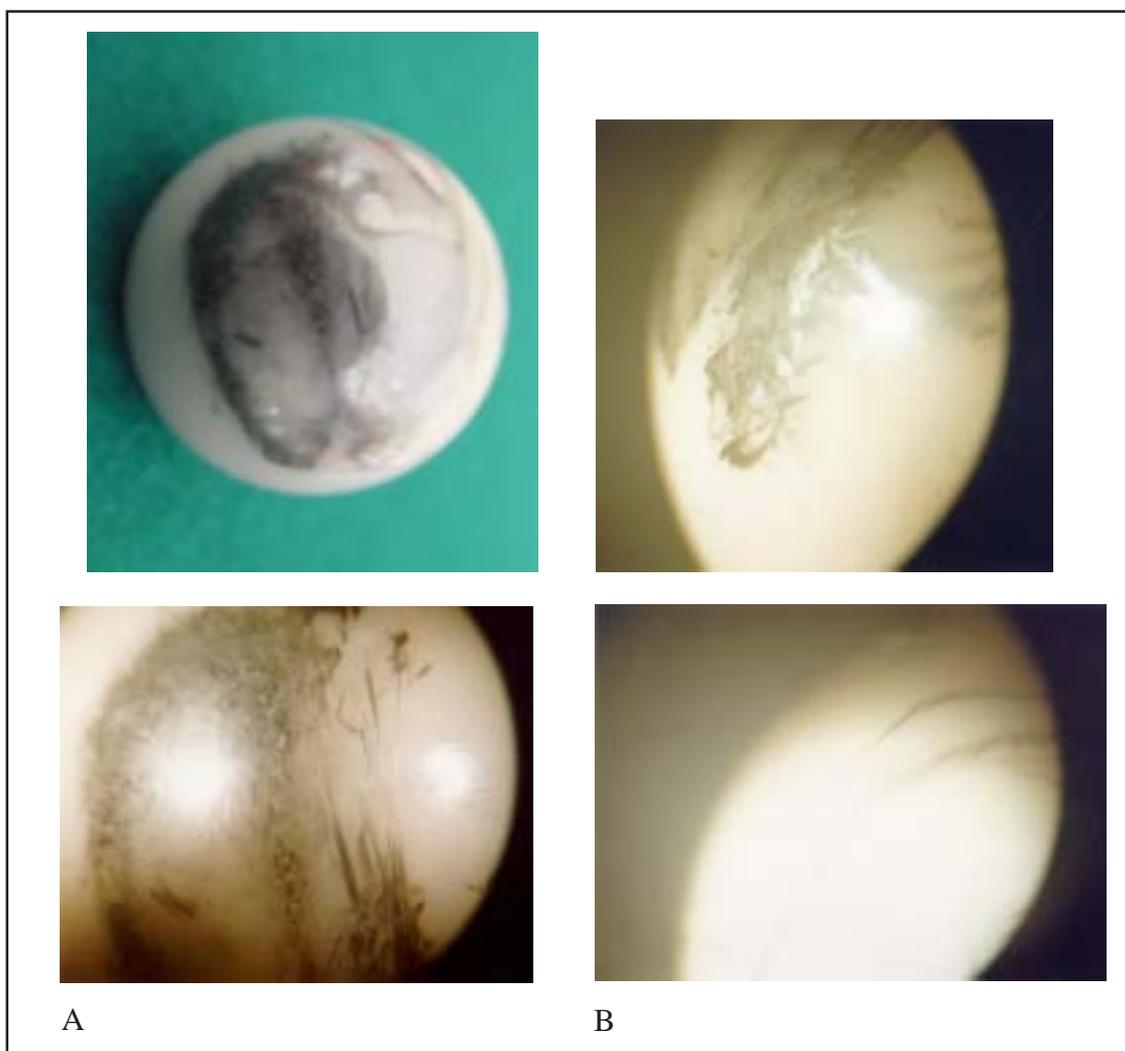


Figura 4. Aspecto macroscópico de las cabezas de los casos 1 (A) y 2 (B).

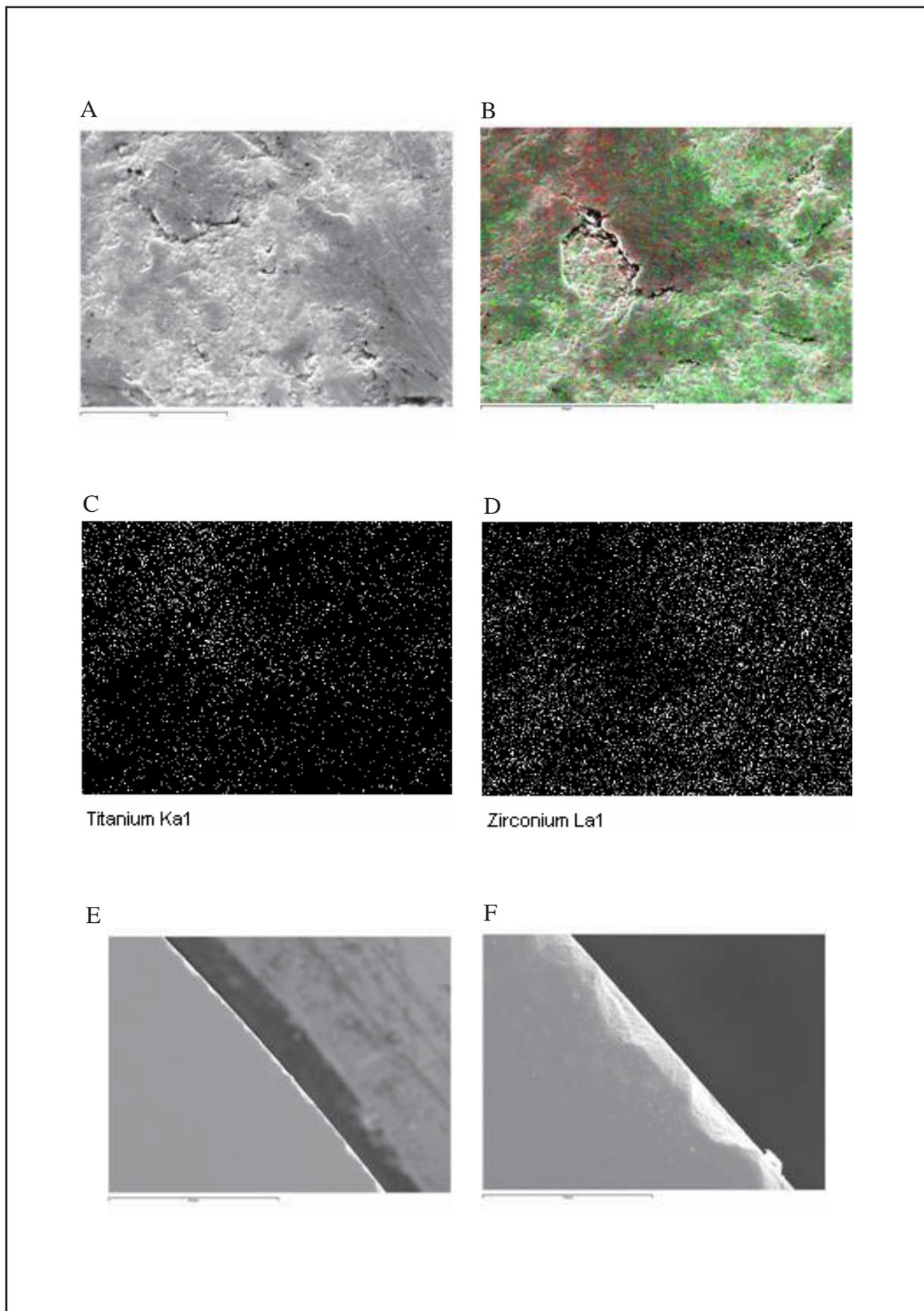


Figura 5. A) y B) Imágenes de deslaminación de la superficie en la zona de carga de la cabeza nº 1, con el desprendimiento de grandes placas de circona que dejan defectos de 10-15 micras de profundidad. C) y D) Mappings por EDS de las partículas de Titanio y Zirconio de la Figura B. E) y F) Vista lateral de las deslaminaciones de la Figura A y B.

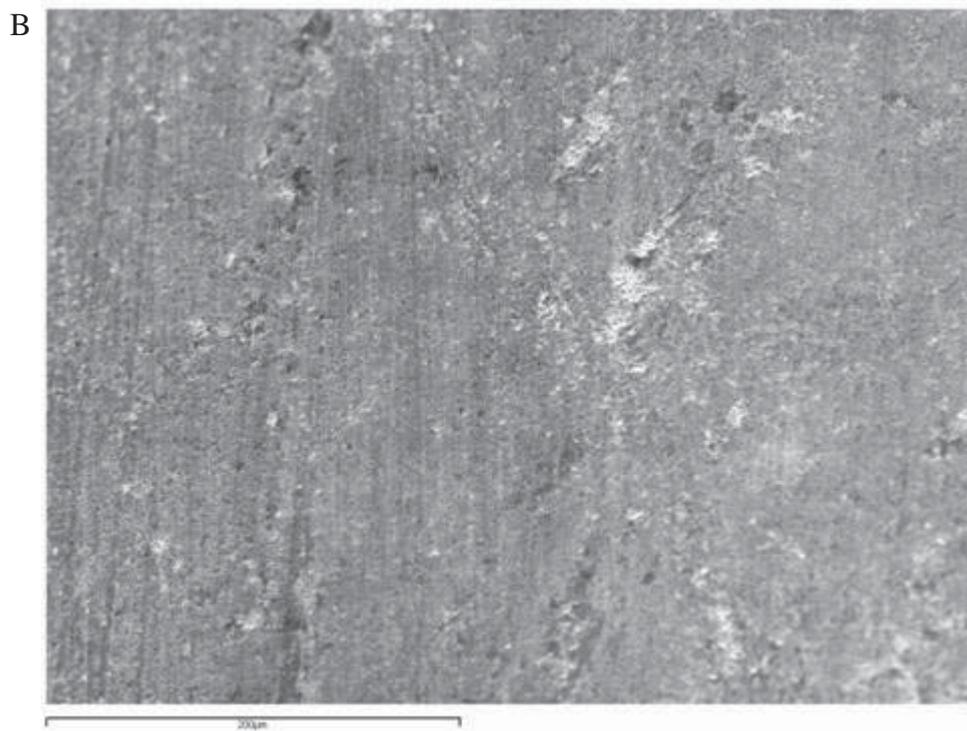


Figura 6. A) deslaminación en la zona de carga de la cabeza n° 2; B) aspecto de indemnidad de la superficie correspondiente a la zona de no carga, microscópicamente inalterada.

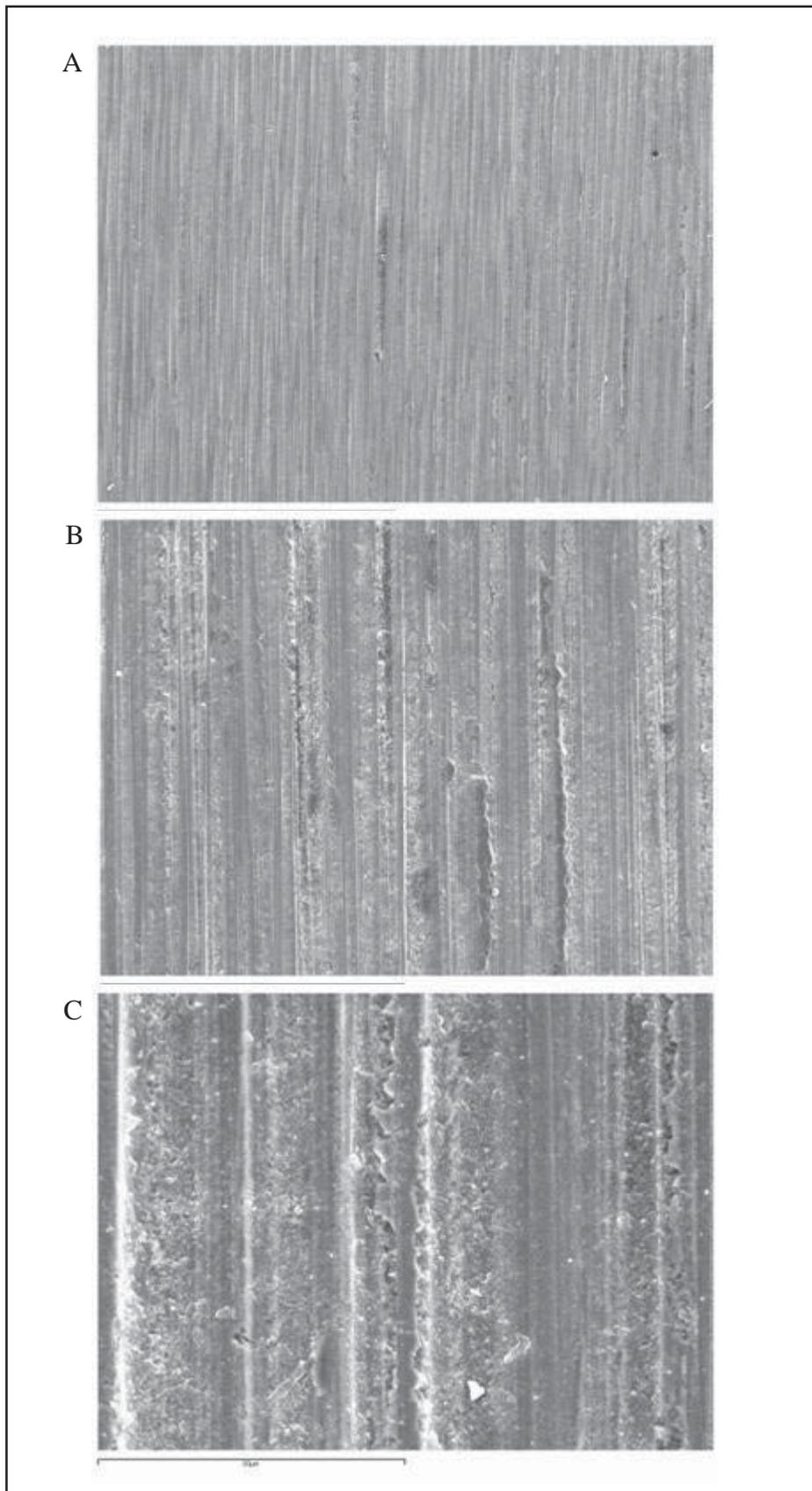


Figura 7. Estrías longitudinales en la pared del alojamiento en la cabeza del cono cervical.

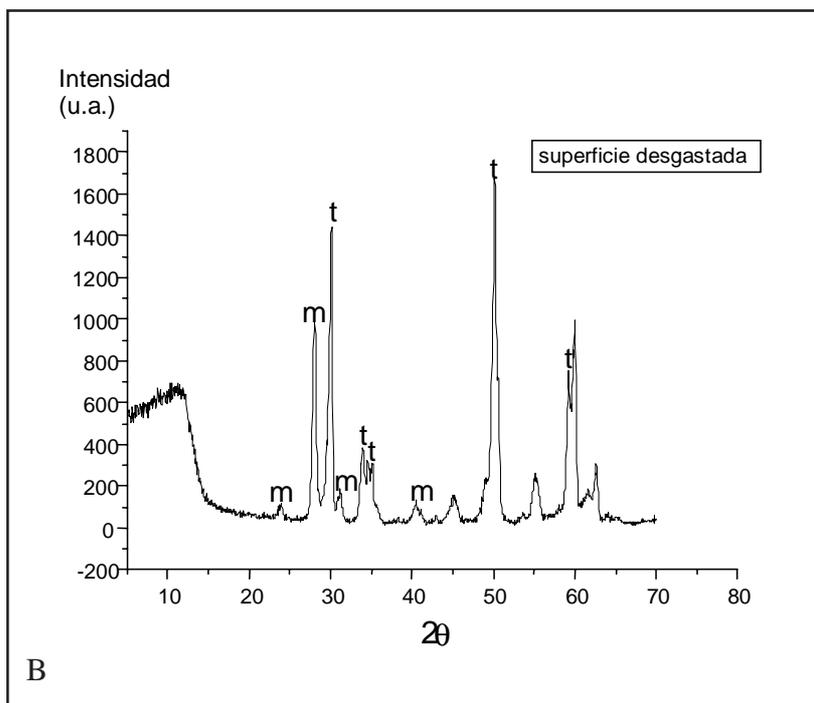
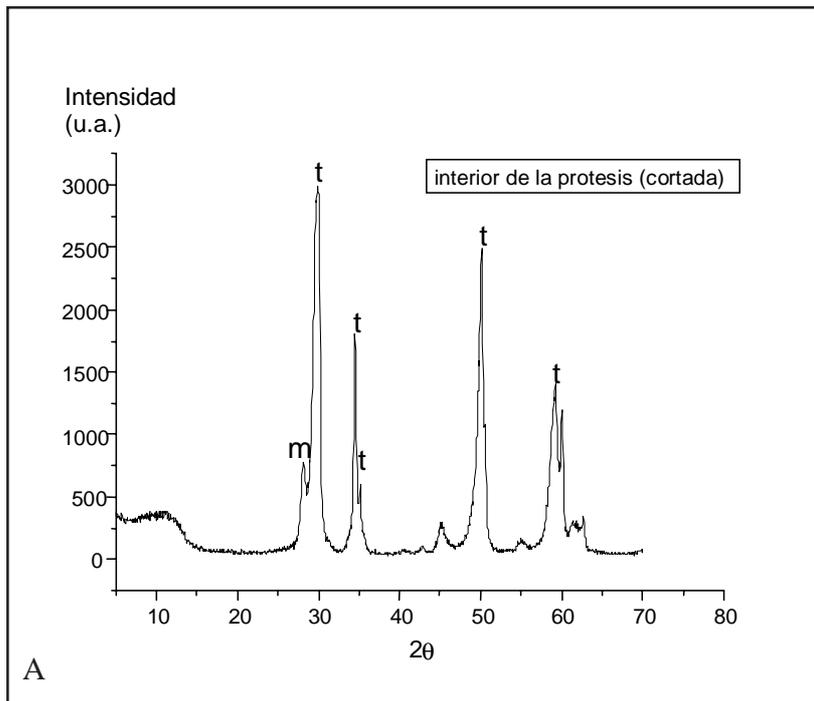


Figura 8. Difractogramas de la circonita del núcleo de la cabeza (A) y de la superficie dañada (B).

de la prótesis nº 1. se puede apreciar en los difractogramas (fig.8) un cambio importante en la composición de fases cristalinas entre la cerámica del interior de la cabeza cortada (su núcleo) y la superficie del material en contacto con el componente acetabular (superficie desgastada).

En el primer caso se observa que la fase mayoritaria es la tetragonal (t) y sólo se aprecia una pequeña cantidad de fase monoclinica (m) que puede deberse quizás incluso al mismo proceso de corte del material, capaz de provocar cierta transformación martensítica. En este caso la relación de intensidades tetragonal/monoclinica es de 3,73.

En el caso de la superficie de la cerámica en contacto con el componente acetabular se encontró un aumento considerable de la proporción de fase monoclinica siendo en este caso el factor de intensidad t/m de 1,45. Esto es una clara evidencia de que la superficie de la cerámica ha sufrido una transformación importante que puede traer como consecuencia una disminución de sus propiedades mecánicas.

Aunque es evidente la diferencia entre ambos difractogramas este factor de relación de intensidades es necesario porque los difractogramas tienen intensidades diferentes. En cualquier caso es necesario comentar que este es un estudio cualitativo, aunque parece que es bastante ilustrativo de los cambios que ocurren en las cabezas de circona utilizadas como par articular frente a UHMWPE.

Discusión

Aunque las propiedades mecánicas de la circona sean francamente buenas y su comportamiento frente al desgaste satisfactorio «in vitro», es necesario, ante ciertas llamadas de atención por lo que sucede a veces «in vivo», examinar en profundidad qué pasa con esos implantes a largo plazo, lo que hasta ahora no ha sido bien documentado. Hernigou y Bahrami²⁷ advierten comparando el desgaste de pares articulares UHMWPE/acero inoxidable, circona o alúmina, de 28mm y 32 mm de diámetro, tras un seguimiento mínimo de 10 años el desgaste lineal para la circona era 3 veces mayor que para el acero y 6 veces más que para la alúmina. En cuanto al desgaste volumétrico promedio con cabezas de circona de 28 mm era similar al de las cabezas metálicas de 32 mm y aproximadamente el doble que con cabezas metálicas de 28 mm o de alúmina de 32 mm. Este trabajo es totalmente coincidente con el

de Allain y cols.²⁶ que registraron a 8 años un desgaste de 6 veces mayor con cabezas de diámetro 32 de circona «negra», «HIP» manufacturada en atmósfera reductora, que con cabezas de alúmina de idéntico tamaño. Mientras un 93% de éstas sobrevivían a 9 años, sólo lo hacían un 63% de las de circona.

Otra cosa digna de mención es el escaso número de cabezas explantadas tras una temporada en servicio y estudiadas en profundidad. En efecto, de las 20.000 cabezas de circona que han debido ser retiradas hasta la fecha en revisiones de prótesis totales de cadera, según el cálculo de Clarke y cols.²⁴, sólo hay unas pocas referencias de análisis de un pequeño número de ellas en la literatura mundial^{24,27,32}.

Dentro de un estudio numéricamente más amplio, de toda una serie de cabezas cerámicas obtenidas de recambios de prótesis de cadera por diferentes causas, se han retenido para este trabajo las dos mencionadas más arriba. La razón es que ambos casos mostraban señales evidentes de desfallecimiento de la artroplastia tras sólo 5-6 años de servicio. En el caso nº 1 la tasa de desgaste radiológico tenía rango de catastrófica según la publicación de Norton y cols.¹⁷, que atribuyeron ese problema en su serie a la circona constitutiva de las cabezas femorales utilizadas, aún sin tener ninguna prueba de ello a partir de los especímenes retirados. En el caso nº 2, a pesar de que el desgaste observado podía entrar en la consideración de asumible según los datos de Hernigou y Bahrami²⁷, el motivo de la revisión fue la osteolisis periprotésica, ya señalada por Le Mouël y cols.²⁵ en el 20% de sus casos con este par articular, alrededor del vástago femoral, al cuarto año de función y probablemente debida a las partículas producidas en ese mecanismo, y el aflojamiento subsiguiente.

En los dos casos estudiados llama la atención además de las deficiencias mencionadas, tan importantes para el corto plazo transcurrido, las graves lesiones de la superficie de las cabezas. La deslaminación de las mismas, observada en microscopía electrónica, deja imágenes similares a las recogidas por Clarke y cols.²⁴ a partir de una cabeza de circona ensayada en simulador durante 10.000.000 ciclos. Las dimensiones de los cráteres producidos al desprenderse las placas deslaminadas del material exhiben magnitudes parecidas a las apuntadas por Haraguchi y cols.³².

Las zonas lesionadas muestran en los difractogramas por rayos-X una transformación significativa de la circona en fase tetragonal en fase

monoclínica, en coincidencia absoluta con los hallazgos de los autores citados^{24,27,32}. Se ha evocado como causa de dicha transformación la sollicitación cíclica del material^{24,33}. De los análisis de sollicitaciones residuales efectuados²⁴ resulta evidente la coincidencia en la zona polar de esas cabezas, sobre la que se produce el máximo de contacto y carga, de las lesiones de desgaste, de la mayor proporción de fase monoclínica y de dichas sollicitaciones. El calentamiento del material por la fricción podría coadyuvar en ese proceso^{12,24,34}, habiendo sido bien demostrado ese aumento de temperatura «in vivo», al caminar, en prótesis en servicio³⁵. A eso hay que añadir la inestabilidad de la circona en un ambiente húmedo³⁶. La capacidad de reacción entre el ZrO_2 , el Y_2O_3 y el H_2O , y sobre todo la solubilidad del óxido de itrio puede alterar el equilibrio químico y la estabilidad del material. El contenido en Y_3O_3 en cerámicas de circona para implantes está regulado por norma ISO¹⁰, y ha de encontrarse por encima de 2-3 mol% para que la circona esté compuesta totalmente por granos tetragonales^{37,38}. Dado lo exiguo de ese porcentaje resulta imposible por métodos convencionales cuantificar su posible pérdida en esos implantes en los es evidente la producción de fenómenos de corrosión fatiga¹², envejecimiento acelerado³³ y degradación del material²⁷.

En la base de la destrucción de la superficie de los mismos puede estar el aumento de volumen de los cristales al producirse esa transformación^{12,24}. Esta «metaestabilidad» ha sido evocada como una de las características deseables de este material para aumentar su tenacidad y oponerse a la progresión de grietas^{33,39-41}. Ahora bien, si en vez de la estabilidad que parece observarse en condiciones normales^{42,43}, tiene lugar por las razones mencionadas más arriba una alta tasa de transformación de fases, tal como se ha registrado en los difractogramas realizados, los efectos pueden ser por el contrario deletéreos²⁴, asociándose además una rebaja de las propiedades mecánicas del material⁴³. En este punto hay que señalar que la tasa de transformación en este estudio está sobre el 40% de fase monoclínica a partir del cual existe, «in vitro», según Dambreville y cols.¹⁶ un incremento del desgaste del polietileno opuesto.

Ese desgaste viene acelerado sin duda por la «ulceración» de la superficie de la cabeza de circona y el aumento de rugosidad que ello comporta²⁷, a lo que hay que unir la omnipresencia de una abundante miríada de granos submicrónicos de la misma cerámica y de material metálico en menor cuantía, que actúan de manera especialmente

nociva como tercer cuerpo, a lo que McKellop⁴⁴ concede la mayor importancia en el desgaste de este tipo de par articular. La procedencia del material metálico que contamina las superficies de ambas cabezas no queda totalmente clara. Aparentemente en ninguno de los dos casos hubo contacto entre la cabeza cerámica y el componente metálico del acetábulo, ni entre éste y el cuello femoral, a la inversa de lo ocurrido en los dos casos estudiados por Haraguchi y cols.³² en que la inestabilidad fue la causa de la retirada de los implantes, uno por disociación del anillo de bloqueo de la cúpula metálica del núcleo de polietileno y el otro con episodios recurrentes de luxación. El frotamiento e incluso el choque entre ambos elementos estaba asegurado y así revelan las imágenes aportadas por dichos autores, con una gran mancha negruzca de la superficie de la cabeza de circona en un área muy amplia que incluye la periferia libre de contacto en el apoyo en articulaciones estables.

En nuestros casos, y a la vista del análisis de la superficie del alojamiento del cono morse cervical femoral, las partículas metálicas podrían haberse originado allí por el rozamiento entre ambos elementos. Es bien sabido que eso sucede frecuentemente en las prótesis modulares que se utilizan hoy día⁴⁵⁻⁴⁹. A partir de esa intercara caerían en el espacio articular penetrando en la interlínea y quedando atrapadas en las anfractuosidades de la circona en la zona de carga. Sin duda esto no pasa de ser una hipótesis teniendo que profundizar más en el estudio de todos estos fenómenos para aclararlos y saber realmente a qué obedece su producción.

Bibliografía

1. **Boutin P:** Arthroplastie totale de hanche par prothèse en alumine frittée. Rev Chir Orthop 1972, 58:229-46.
2. **Mittelmeier H:** Eight years of clinical experience with self-locking ceramic hip prosthesis «Autophor». J Bone Joint Surg Br 1984, 66:300.
3. **Lerouge S, Yahia L, Sedel L:** Alumina ceramic in total joint replacement. En: Sedel L, Cabanela ME, (eds.). Hip surgery: materials and developments. London: Martin Dunitz, 1998, p. 31-40.
4. **Sedel L:** Evolution of alumina-alumina implants. A review. Clin Orthop 2000, 379:48-54.
5. **Bizot P, Nizard R, Hamadouche M, Hannouche D, Sedel L:** Prevention of wear and osteolysis. Clin Orthop 2001, 393:85-93.
6. **Walter IA:** On the material and the tribology of alumina-alumina couplings for hip joint prostheses. Clin Orthop 1992, 282:31-46.

7. **Witvoet J, Nizard R, Sedel L:** Ceramic on ceramic bearing surfaces. En: Learmonth ID (ed.). *Interfaces in total hip arthroplasty*. London, Springer-Verlag, 2000, p. 143-50.
8. **Skinner HB:** Ceramic bearing surfaces. *Clin Orthop* 1999, 369:83-91.
9. **Sedel L:** Alumina on polyethylene bearings. En: Learmonth ID (ed.): *Interfaces in total hip arthroplasty*. London: Springer-Verlag, 2000, p. 135-41.
10. **International Organization for Standardization:** International Standard ISO/FDIS 13356; Implants for surgery-ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). Ginebra, International Organization for Standardization (ISO), 1997.
11. **Cales B:** Zirconia as a sliding material. Histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 2000, 379:94-112.
12. **Willmann G:** New generation ceramics. En Willmann G, Zweymüller K (eds.): *Bioceramics in hip joint replacement*. Proceedings 5th International CeramTec Symposium, Stuttgart, Thieme, 2000, p. 127-35.
13. **Schwartz GL:** Wear and strength of zirconia and alumina ceramic materials. *Transactions of the 36th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, New Orleans, 1990, p. 183.
14. **McKellop H, Lu B, Benya P:** Friction, lubrication and wear of cobalt-chromium, alumina and zirconia hip prostheses compared on a joint simulator. *Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Washington DC, 1992, p. 402.
15. **Villiermaux F, Cales B:** Zirconia heads in ceramic-ceramic THPs. Finite element analysis and hip joint simulator wear tests. 2nd Meeting on Alternate Bearing Surface; San Francisco, 1999, p. 1-13.
16. **Dambreville A, Phillippe M, Ray A:** La céramique de zirconie ou «La nuit tous les chats sont gris». *Maîtrise Orthopédique*, 1999, www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo78_zirconie/index_vf.shtml
17. **Norton MR, Yarlagadda R, Anderson GH:** Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with Hylamer acetabulum and zirconia ceramic femoral head. *J Bone Joint Surg Br*, 2002, 84:631-5.
18. **Yamamoto T:** Zirconia ceramic for the femoral head of a hip prosthesis. En Sedel L, Cabanela ME (eds.): *Hip surgery: materials and developments*. London, Martin Dunitz, 1998, p. 41-4.
19. **Caton J, Bouraly J:** Zirconia/UHMWPE articulation using 22,2 mm diameter femoral heads. *Transactions of the Sixth World Biomaterials Congress. Workshop: zirconia femoral heads for total hip prostheses*. Minneapolis, 2000.
20. **Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA:** Wear of enhanced ultra-high molecular-weight polyethylene (Hylamer) in combination with a 22.225 mm diameter zirconia femoral head. *J Bone Joint Surg Br* 2003, 85:376-9.
21. **Hammadouche M, Madi F, Kerboull L, Courpied JP, Kerboull M:** Charnley Kerboull total hip arthroplasty combining zirconia on polyethylene. A minimum 2 year follow-up prospective study. En: Garino J, Willmann G (eds.): *Bioceramics in joint arthroplasty*. New York, Thieme, 2002, p. 96-102.
22. **Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN:** Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mat Res* 1989, 23:45-61.
23. **Drouin JM, Cales B, Chevalier J, Fantozzi G:** Fatigue behavior of zirconia hip joint heads : experimental results and finite element analysis. *J Biomed Mat Res* 1997, 34:149-55.
24. **Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, Ries M, Sugano N, Sedel L, Delauney C, Ben Nissan B, Donaldson T, Gustafson GA:** Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85 suppl. 4: 73-84.
25. **Le Mouël S, Allain J, Pidet O, de Clavière G, Goutallier D :** Premiers résultats alarmants du couple Zyrcon/polyéthylène dans les prothèses totales de hanche. *Rev Chir Orthop* 1997, 83 suppl. II:44.
26. **Allain, J, Le Mouel S, Goutallier D, Voisin MC:** Poor eight-year survival of cemented zirconia – polyethylene total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 1999, 81: 835-42.
27. **Hernigou P, Bahrami T:** Zirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylene wear after a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*, 2003, 85:504-9.
28. Saint-Gobain Desmarquest report on fractures of zirconia balls made by the conventional batch-furnace production (BH-balls). **2002, www.prozyr.com**.
29. Saint-Gobain Desmarquest report of unprecedented fracture rate of TH-zirconia balls in patients in France and the United States.). **2002, www.prozyr.com**.
30. Values for ball fracture ratios in seven lots of TH-zirconia manufactured by Saint- Gobain Desmarquest. **2003, www.prozyr.com**.
31. **Livermore J, Ilstrup D, Morrey B:** Effect of femoral head size on wear of polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1990, 72:518-528.
32. **Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H:** Phase transformation of a zirconia ceramic head after a total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2001, 83:996-1000.
33. **Christel P:** Ceramics for joint replacement. En Morrey BF (ed.): *Biological, material, and mechanical considerations of joint replacement*. Bristol-Myers Squibb/Zimmer Orthopaedic

- Symposium Series, New York, Raven Press, 1993, p. 303-14.
34. **Kaddick C, Pfaff HG:** Wear study in the alumina-zirconia system. En Sedel L, Willmann G (eds.): Reliability and long-term results of ceramics in orthopaedics. Proceedings 4th International CeramTec Symposium, Stuttgart, Thieme, 1999, p. 96-101.
 35. **Bergmann G, Graichen F, Rohlmann:** Friction induced temperature increase of hip implants. En Sedel L, Willmann G (eds.): Reliability and long-term results of ceramics in orthopaedics. Proceedings 4th International CeramTec Symposium, Stuttgart, Thieme, 1999, p. 91-5.
 36. **Woydt M, Kadoori J, Habig KH, Hausner H:** Unlubricated sliding behavior various zirconia-based ceramics. J European Ceramic Soc 1991, 7:135-145.
 37. **Cales B, Stefani Y, Lilley E:** Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. J Biomed Mat Res 1994, 28:619-24.
 38. **Delgado García-Menocal JA, Morejón L, Martínez S, Gil FJ:** Cerámicas de circona para aplicaciones biomédicas. Biomecánica 2003, 11:46-52.
 39. **Garvie RC, Hannink RH, Paoe RT:** Ceramic steel?. Nature 1975, 258:703-4.
 40. **Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S:** Role of H₂O on the degradation process of Y-TCP. J Mat Sci Lett 1987, 6:465.
 41. **Piconi C, Maccauro G:** Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999, 20:1-25.
 42. **Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T:** Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. J Biomed Mat Res 1993, 27:729-34.
 43. **Richter HG, Burger W, Osthues F:** Zirconia for medical implants - the role of strength properties. En Anderson GH, Yli-Urpo A (eds.): Bioceramics vol. 7, London, Butterworth 1994, p. 401-6.
 44. **McKellop HA:** Bearing surfaces in total hip replacements: state of the art and future development. En Bourne RB (ed.):
 45. **Bobyn JD, Dujovne AR, Krygier JJ, Young DL:** Surface analysis of the taper junctions of retrieved and in vitro tested modular hip prostheses. En Morrey BF (ed.): Biological, material, and mechanical considerations of joint replacement. Bristol-Myers Squibb/Zimmer Orthopaedic Symposium Series, New York, Raven Press, 1993, p. 287-301.
 46. **Lieberman JR, Rimnac CM, Garvin KL, Klein RW, Salvati EA:** An analysis of the head-neck taper interface in retrieved prostheses. Clin Orthop 1994, 300:162-7.
 47. **Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Andersen ME:** Migration of corrosion products from the modular head junction to the polyethylene bearing surface and interface membranes of hip prostheses. En Galante JO, Rosenberg AG, Callaghan JJ (eds.): Total hip revision surgery. Bristol-Myers Squibb/Zimmer Orthopaedic Symposium Series, New York, Raven Press, 1995, p. 61-71.
 48. **Willmann G, Brodbeck A, Richter HG:** Untersuchung von explantierten BIOLOX® Köpfen: Analyse der metallischen Abdrücke in der konischen Bohrung. En Willmann G, Zweymüller K (eds.): Bioceramics in hip joint replacement. Proceedings 5th International CeramTec Symposium, Stuttgart, Thieme, 2000, p. 81-87.
 49. **Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ, Bauer TW, Paprosky W, Leurgans S:** A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. Clin Orthop 2002, 401:149-61.