

ORIGINAL

Supervivencia y resultado funcional a largo plazo de prótesis de rodilla no cementadas

E.M. Ferrer-Santacreu^a, A.C. Moreno-García^{a,*}, G. Arroyo-Salcedo^a, J.L. Leal-Helmling^a, P. Díaz-Freire^a, E. Fernández^b, M. Ruiz-Yagüe^a y S. Bello-Prats^a

^aUnidad de Rodilla, Servicio B de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario La Paz, Madrid, España

^bSección de Bioestadística, Hospital Universitario La Paz, Madrid, España

Recibido el 13 de abril de 2009; aceptado el 2 de noviembre de 2009

Disponible en Internet el 25 de enero de 2010

PALABRAS CLAVE

Artroplastia no cementada;
Knee Society Score funcional;
Supervivencia a largo plazo

Resumen

Objetivo: Analizar la supervivencia a largo plazo y el resultado funcional de un modelo de prótesis de rodilla no cementada.

Material y método: Realizamos un estudio prospectivo observacional de pacientes operados entre los años 1989 y 1996 con el modelo Low Contact Stress Mobile-Bearing Total Knee Replacement[®] (Depuy, Warsaw, IN, EE. UU.). Las variables estudiadas fueron edad, sexo, tiempo de seguimiento, puntuación del Knee Society Score (KSS), supervivencia del implante y motivos de la revisión. Un total de 96 artroplastias de 127 completaron el seguimiento. La media de edad fue de 79 años. La media de seguimiento fue de 14,5 años. Once prótesis se reintervinieron (6 por aflojamiento aséptico de implantes y 5 por problemas de componentes móviles). Se obtuvieron curvas de supervivencia al considerado el tiempo de seguimiento, el tiempo desde la cirugía primaria hasta la reintervención y el episodio «recambio por aflojamiento de componente metálico» y «necesidad de reintervención».

Resultados: Las curvas de supervivencia arrojaron una supervivencia del 96,45% a los 9 años y del 92,78% a los 12 años, y se consideró la «necesidad de reintervención» como punto final. Al considerar la necesidad de recambio de componentes metálicos, la supervivencia a los 14 años y medio fue del 93,75%. La puntuación media del KSS funcional fue de 89,2.

Conclusión: En nuestra experiencia y con el modelo protésico utilizado, las prótesis totales de rodilla no cementadas proporcionan un resultado clínico y funcional excelente, valorado por el KSS, y una supervivencia del 93,75% a los 14 años y medio al considerar la supervivencia del implante metálico.

© 2009 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: acmoreno@jet.es (A.C. Moreno-García).

KEYWORDS

Uncemented arthroplasty; Knee Society Score funcional; Long-term survivorship

Uncemented knee arthroplasty: Survivorship and long-term functional outcome**Abstract**

Purpose: To analyze the long term survivorship and functional results of a model of uncemented knee prosthesis.

Materials and methods: We carried out a prospective observational study of patients implanted between 1989 and 1996 with the Low Contact Stress Mobile-Bearing Total Knee Replacement (Depuy, Warsaw, IN, EEUU). Variables studied included: age, gender, follow-up, Knee Society Score, implant survivorship and reasons for revision. A total of 96 arthroplasties out of 127 reached the end of follow-up. Mean age was 79 years. Mean follow-up was 14 years. Eleven prostheses were revised (6 following aseptic loosening and 5 because of problems with the mobile bearings). Survivorship curves were obtained considering length of follow-up, time elapsed between the primary and the revision surgery and the "revision following loosening of a metal component" and "need for revision" events.

Results: When "need for revision" was considered as the endpoint, survivorship curves revealed a survivorship rate of 96.45% at 9 years and 92.78% at 12 years. When the endpoint was the "need to revise metal components" 14.5-year survivorship was 93.75%. Mean Knee Society Score was 89.2 points.

Conclusion: The use of the uncemented LCS knee has resulted in excellent clinical and functional results as measured by the Knee Society Score, as well as 93.75% survivorship at 14 years and a half, considering the survivorship of the metal implant.

© 2009 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

La integración del implante en la superficie ósea depende de 3 parámetros: el contacto implante-hueso, que no debería superar los 2 μm (el ideal es el menor de 0,5 μm); la movilidad en la interfaz hueso-implante, que debe ser inferior a 28 μm ya que con valores mayores predomina la formación del tejido fibroso sobre la formación del tejido óseo y, por último, las características de la superficie de contacto del implante, que pueden variar según los modelos y el fabricante desde esferas o fibras soldadas a la superficie, rociadas con una película de metal/cerámica, soluciones de cerámica o microtexturas y macrotexturas¹.

La aplicación de estos principios a las artroplastias de rodilla ha permitido el desarrollo de implantes no cementados. Aunque se han publicado series con resultados de supervivencia desalentadores²⁻⁵, también existen otros trabajos en los que la supervivencia a largo plazo ha mostrado cifras similares tanto con el empleo de cemento como sin él⁶⁻¹¹. Por otra parte, no hay que olvidar que la utilización de cemento no está exenta de complicaciones, como son la embolia grasa, la migración de partículas de cemento o la inducción de resorción ósea¹²⁻¹⁴.

En los modelos de artroplastia de rodilla no cementados se han introducido los componentes móviles con el objetivo de mejorar la supervivencia de los implantes al disminuir las sollicitaciones de cizallamiento entre el hueso y el implante. La presencia de un componente móvil absorbe parte de las fuerzas generadas con la carga, pero tiene el inconveniente de añadir una interfaz más, lo que podría suponer un incremento en la producción de partículas de desgaste. Otro inconveniente es la posibilidad de la luxación de estos componentes.

Una óptima osteointegración y la minimización del desgaste de los componentes móviles son 2 de los elementos

más importantes a la hora de conseguir una supervivencia a largo plazo¹⁵. En este trabajo hemos analizado nuestra experiencia con un modelo de prótesis no cementada y componentes móviles en la tibia y la rótula. Se trata de un estudio prospectivo con recogida retrospectiva de datos, en el que se ha valorado la supervivencia, y se ha considerado el episodio que marca el punto final del implante: la necesidad de recambio por aflojamiento de alguno de sus componentes y los resultados funcionales a largo plazo.

Pacientes y metodología

Se incluyó en el estudio a los pacientes operados entre 1989 y 1996; se realizó un seguimiento prospectivo a los pacientes en los que se colocó una prótesis no cementada modelo Low Contact Stress (LCS) Mobile-Bearing Total Knee Replacement[®], Depuy Johnson&Johnson (Warsaw, IN, EE. UU.), que consta de una bandeja tibial con un pivote central de encaje a presión con una superficie porosa continua tanto en la bandeja como en el pivote. El componente femoral también posee una superficie de contacto de recubrimiento poroso continuo. Tiene forma de jota en el plano lateral y 2 tetones en los cóndilos para apoyar el encaje de la pieza. El componente rotuliano consta de una bandeja metálica, de nuevo de superficie porosa continua, con 3 tetones para el encaje a presión. El polietileno es móvil y con una superficie congruente con la superficie anterior del componente femoral, lo que le otorga capacidad autocentrante. El diseño de las superficies articulares permite estabilidad y congruencia en extensión, tanto en el plano sagital como en el plano coronal. Con los años el modelo ha sufrido modificaciones. Posiblemente la más importante fue el cambio de los meniscos móviles en el diseño original por el

polietileno rotatorio. También se modificó el anclaje del componente rotuliano, que antes era en forma de cruz.

Se incluyeron 129 artroplastias totales de rodilla (ATR) llevadas a cabo en 117 pacientes, de los que 10 fallecieron y otros 14 no completaron correctamente el seguimiento, por lo que quedaron 93 pacientes (96 ATR) disponibles para el estudio. En estos pacientes se analizaron las variables de la base de datos y se construyó una curva de supervivencia del implante, y se definió el episodio que marca el punto final del implante como la necesidad de reintervención, cualquiera que fuera la causa. Para valorar la supervivencia de la fijación no cementada, solo consideramos como fracaso de fijación las reintervenciones por aflojamiento de alguno de los componentes metálicos. La media de edad fue de 79 años (rango: 58 a 98) al final del seguimiento, el 88,7% eran mujeres y el 11,3% hombres. El diagnóstico fue artrosis en el 90% de los casos. El seguimiento fue de 14 años y medio (rango: 12 a 18). En cuanto al estudio de supervivencia de los implantes metálicos, se produjeron 6 aflojamientos. En todos los casos los aflojamientos fueron asépticos, y se comprobó la no existencia de complicación infecciosa por cultivo.

Las cirugías se realizaron bajo anestesia raquimedular y sin isquemia. Para la implantación se empleó el abordaje anterior estándar con artrotomía parapatelar interna. Los pacientes estuvieron una semana ingresados tras la cirugía y recibieron rehabilitación asistida durante ese tiempo. Acudieron posteriormente a la consulta para la retirada de puntos, al mes, a los 3 meses, a los 6 meses y luego anualmente tras la intervención con un control radiológico y la cumplimentación en cada revisión del cuestionario Knee Society Score (KSS). En caso de recambio de alguno de los componentes, se enviaron muestras al servicio de Microbiología para descartar posible etiología infecciosa del aflojamiento.

En el estudio se incluyeron las siguientes variables: datos personales, edad, sexo, fecha de la intervención y de intervenciones sucesivas, modelo de prótesis empleado y puntuación en la escala de valoración KSS¹⁶. Esta escala de valoración consta de 2 partes: la primera en la que se recogen medidas de movilidad, estabilidad y eje de la articulación, y la segunda es la valoración funcional, en ella se registran puntuaciones sobre dolor (50: no dolor; 45: leve ocasional; 40: solo en escaleras; 30: caminando y en escaleras; 20: moderado ocasional; 10: moderado continuo, y 0: grave), distancia caminada media (50: sin límite; 40: más de 1.000 m; 30: 500–1.000 m; 20: menos de 500 m; 10: no sale de casa, y 0: no puede caminar), función para subir o bajar escaleras (50: sube y baja normal; 40: sube normal y baja apoyado en la barandilla; 30: sube y baja apoyado en la barandilla; 15: sube apoyado en la barandilla y no puede bajar, y 0: incapaz de subir o bajar) y uso de ayudas para caminar (20: usa muletas y andador; 10: usa 2 bastones; 5: usa un bastón y 0: no usa ayudas). Todos los datos sobre cada paciente se incorporaron a una base de datos informatizada (Access-Microsoft).

Los datos se han analizado mediante el programa estadístico SPSS 9. La descripción de los datos cualitativos se realiza en forma de frecuencias absolutas y porcentajes y los datos cuantitativos mediante media, mediana, rango y desviación típica, según sea la distribución de los datos. Para el estudio de la supervivencia del implante se utilizaron curvas de Kaplan-Meier.

Resultados

La media de tiempo transcurrido hasta la reintervención por aflojamiento de componente metálico fue de 11 años. De esta forma, la supervivencia fue del 93,75% a los 14 años y medio de seguimiento (fig. 1). Al considerar como episodio final «reintervención por cualquier causa», se produjeron 11 reintervenciones, lo que supone una supervivencia global del 88,54% a los 14 años y medio. En total, las causas de reintervención (tabla 1) fueron 6 aflojamientos asépticos (6,25%), 3 desgastes o roturas del polietileno tibial (3,12%), una subluxación de polietileno tibial (1,04%) y 2 roturas de polietileno rotuliano (2,08%). Una de estas pacientes presentó 2 disociaciones luxaciones del polietileno rotuliano, por lo que se retiró finalmente el componente rotuliano. La curva de supervivencia obtenida mostró una media de supervivencia del 96,45% a los 9 años de seguimiento y del 92,78% a los 12 años de seguimiento, con un intervalo de confianza del 95%. El tiempo medio al recambio fue de 11 años por fracaso del componente metálico y el tiempo medio a la reintervención por cualquier causa fue de 10 años.

En cuanto al resultado funcional, la media del KSS para los pacientes de nuestra serie fue de 89,2 sobre un total de 100. Al estudiarlos por apartados, en el del dolor la media fue de 43 sobre 50 (la ausencia de dolor fue de 50) y en la distancia caminada fue de 36 sobre 50. El 39,78% de los pacientes necesitaba usar un bastón en el momento final del estudio y el 1,07% precisaba de un andador.

Discusión

Las prótesis de rodilla no cementadas se empezaron a usar en la década de 1980. Buechel y Pappas¹² diseñaron el modelo empleado en este estudio y actualmente es el

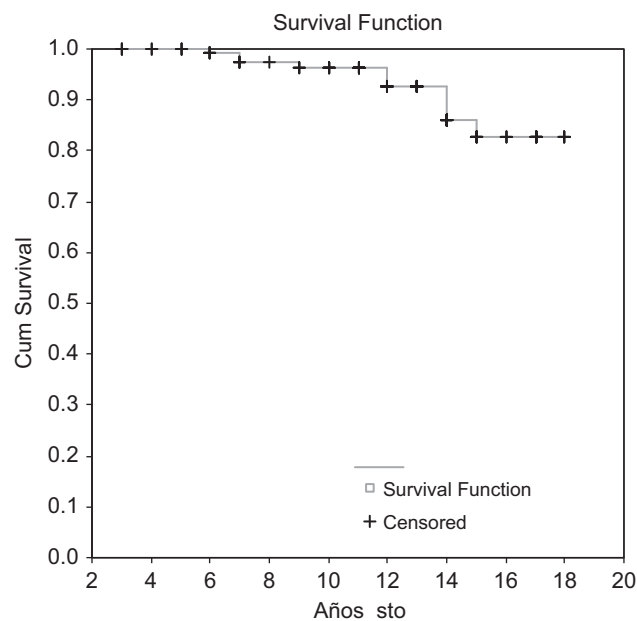


Figura 1 Curva de supervivencia según la necesidad de reintervención por cualquier causa.

Tabla 1 Listado de pacientes reintervenidos por aflojamiento de componentes metálicos

	Causa de revisión	Tiempo hasta reintervención, años	Edad, años
1	Aflojamiento aséptico del componente tibial y femoral	14	70
2	Aflojamiento aséptico del componente tibial y femoral	15	75
3	Aflojamiento aséptico del componente tibial y femoral	6	72
4	Aflojamiento aséptico del componente tibial	13	78
5	Aflojamiento aséptico del componente tibial y femoral	8	71
6	Aflojamiento aséptico del componente tibial	13	73

modelo no cementado de uso más extendido. Los propios creadores han publicado en varias ocasiones los buenos resultados de ésta también en su versión cementada^{17,18}.

En los modelos de prótesis no cementadas se ha incorporado la superficie porosa continua, ya que la parcial precipitaba los aflojamientos secundarios por la formación de puentes fibrosos en las zonas no porosas¹², el diseño de superficies congruentes y los componentes móviles, tanto en la tibia (los meniscos móviles y más tarde la plataforma rotatoria) como en la rótula¹⁹. Berger et al⁴ encontraron que en 131 ATR, seguidas durante 11 años, tuvieron que revisar el 48% de los componentes rotulianos y casi el 10% de los tibiales. Los autores concluyeron que era necesario abandonar la ATR no cementada, pero también reconocían que el alto índice de fracasos se debía a un mal diseño (la rótula de bandeja metálica no tenía plataforma móvil) y a una mala técnica quirúrgica, ya que los componentes femorales estaban en ligera rotación interna, lo que genera impacción de la parte lateral de la rótula sobre el fémur. En el registro sueco²⁰, los autores observaron un riesgo relativo de revisión de 1,4 de los componentes tibiales no cementados respecto a los cementados y, al estratificar por enfermedades, este riesgo superior solo se daba en pacientes con artrosis y no con otras patologías, como la artritis reumatoide. Este hecho ha llevado a algunos autores a recomendar los modelos híbridos²¹, en los que únicamente se cementa la tibia.

Los modelos de prótesis cementadas cuentan con la literatura médica que avala su buena supervivencia a largo plazo y los resultados funcionales. Bozic et al²² analizaron, a los 8 años, 344 PTR cementadas con una supervivencia del 95,9% teniendo en cuenta reintervenciones por cualquier causa, y del 99,5% considerando únicamente el aflojamiento aséptico. Vessely et al²³ siguieron durante 16 años 331 PTR con el 95,9% de supervivencia global, el 97% si sólo se consideraban los fracasos mecánicos y el 98,8% si solo se consideraban aflojamientos asépticos como fracaso del implante. En nuestro estudio, la supervivencia global fue del 92,78% a los 12 años y del 93,75% a los 14 años y medio si solo tenemos en cuenta las reintervenciones por aflojamiento aséptico de alguno de los componentes metálicos, resultados equiparables a las series comentadas. También hay que tener en cuenta la existencia en la literatura médica de trabajos que han presentado una buena supervivencia de implantes no cementados^{7,9,10,22}. Se trata de series extensas que han registrado buenas cifras de supervivencia, tanto en gonartrosis como en artritis reumatoide. Entre ellos, Sorrels et al⁹ observaron que, pese a que se

advirtieron líneas radiolucientes en la bandeja tibial, éstas no significan necesariamente un aflojamiento y no son progresivas. Las supervivencias obtenidas en nuestra serie son similares a las que muestran estos autores, si las comparamos con los estudios con más años de seguimiento: 88,54% en 14 años y medio de nuestra serie, frente al 89%⁹ y 89,5%¹⁰ en 12 años y el 94% en 8 años²⁵.

Rand et al²⁴ analizaron los factores predictivos de supervivencia de la ATR y entre ellos incluyeron la fijación cementada frente a la no cementada. Bien es cierto que su estudio contaba con más de 11.000 implantes cementados y sólo 259 no cementados, por lo que el volumen de datos y la experiencia de los cirujanos con uno y otro implante podrían estar descompensados. Los propios diseñadores de la LCS¹⁸ observaron una supervivencia similar a los 10 años (97,4%), entre implantes cementados y no cementados pero que luego mejoraba levemente en el caso de los no cementados (el 98,3% a los 18 años frente al 97,7% a los 20 años en las cementadas).

Al comparar resultados funcionales con el KSS, los resultados obtenidos en nuestro trabajo (media de 89,2 en el KSS funcional) son similares a los de otras series^{7,8,10}. Bassett¹¹ obtuvo en 1.000 ATR (516 no cementadas y 484 sin cementar) un KSS objetivo y funcional de 91,1 y de 90,2 en no cementadas, y de 89,6 y 83,5 en cementadas, respectivamente.

Las causas de reintervención son muy variadas dependiendo de los trabajos. En el caso concreto de la LCS, al tratarse de un modelo con componentes móviles, las complicaciones que éstos acarrearán (fractura, disociación de la bandeja metálica, desgaste, rotura, etc.) han abarcado un porcentaje importante de los pacientes reintervenidos. Éste es el caso de nuestra serie, en la que casi la mitad de los casos de reintervención se debían a problemas relacionados con partes móviles. En la primera versión de la LCS se empleó un modelo con meniscos móviles que generó problemas hasta que se sustituyó por una plataforma rotatoria. Huang et al¹⁰ en un trabajo con 598 ATR (276 meniscos móviles y 322 plataformas rotatorias) tuvieron 8 casos de fracaso del polietileno tibial, todos ellos con modelos de los meniscos móviles. Atribuyen esto a un grosor insuficiente en la cara lateral del menisco, que genera un mayor desgaste. Además, opinan que los fallos en partes móviles se deben a 3 causas principales: grosor insuficiente del polietileno, mala posición de la bandeja tibial e interposición de las partes blandas en el polietileno rotuliano. Sin embargo, Bert et al²⁶ tuvieron un 6% de este tipo de complicaciones en plataformas rotatorias y solo un

1,3% con los meniscos móviles, todas ellas en los primeros 6 meses. Para estos autores, es fundamental la medición cuidadosa de los espacios en flexión y extensión y el equilibrado de las partes blandas. Weaver et al²⁷ creen que el sacrificio del ligamento cruzado posterior en un sistema de plataforma móvil es arriesgado porque da demasiada libertad de movimiento. En nuestra experiencia, los problemas en los componentes móviles han dado lugar a algunos casos de reintervención: casos de rotura del polietileno, desgaste de este o luxación-disociación tras un traumatismo. En total, se han realizado por este motivo 6 reintervenciones en nuestra serie, un porcentaje que se encuentra en la línea de los autores citados.

Pese a la mayor experiencia y a las numerosas publicaciones científicas de la ATR cementada, la ATR no cementada constituye, según nuestra experiencia, una opción válida tanto por su supervivencia como por sus resultados funcionales.

Bibliografía

1. Bellemans J. Osseointegration in porous coated knee arthroplasty. The influence of component coating type in sheep. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1999;288:1–35.
2. Cloke DJ, Khatri M, Pinder IM, McCaskie AW, Lingard EA. 284 press-fit Kinemax total knee arthroplasties followed for 10 years: Poor survival of uncemented prostheses. *Acta Orthop.* 2008;79:28–33.
3. Hartford JM, Hunt T, Kaufer H. Low contact stress mobile bearing total knee arthroplasty: Results at 5 to 13 years. *J Arthroplasty.* 2001;16:977–83.
4. Berger RA, Lyon JH, Jacobs JJ, Barden RM, Berkson EM, Sheinkop MB, et al. Problems with cementless total knee arthroplasty at 11 years followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;392:196–207.
5. Carlsson A, Björkman A, Besjakov J, Onsten I. Cemented tibial component fixation performs better than cementless fixation: A randomized radiostereometric study comparing porous-coated, hydroxyapatite-coated and cemented tibial components over 5 years. *Acta Orthop.* 2005;76:362–9.
6. McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, Thompson JR, Harper WM, et al. Randomised, prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement: Results of press-fit condylar total knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80-B:971–5.
7. Ali MS, Mangaleshkar SR. Uncemented rotating-platform total knee arthroplasty: A 4-year to 12-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2006;21:80–4.
8. Sharma S, Nicol F, Hullin MG, McCreath SW. Long-term results of the uncemented low contact stress total knee replacement in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87-B:1077–80.
9. Sorrells RB, Voorhorst PE, Murphy JA, Bauschka MP, Greenwald AS. Uncemented rotating-platform total knee replacement: A five to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:2156–62.
10. Huang CH, Ma HM, Lee YM, Ho FY. Long-term results of low contact stress mobile-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;416:265–70.
11. Bassett RW. Results of 1,000 performance knees: Cementless versus cemented fixation. *J Arthroplasty.* 1998;13:409–13.
12. Whiteside LA. Modelos de prótesis de rodilla no cementados. En: Insall JN, Scott WN, editores. *Rodilla. Tomo 2, Madrid. Ed. Marbán; 2006. p. 1705–16.*
13. O'Rourke MR, Callaghan JJ, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Osteolysis associated with a cemented modular posterior-cruciate-substituting total knee design: Five to eight-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:1362–71.
14. Ryd L, Hansson U, Blunn G, Lindstrand A, Toksvig-Larsen S. Failure of partial cementation to achieve implant stability and bone ingrowth: A long-term roentgen stereophotogrammetric study of tibial components. *J Orthop Res.* 1999;17:311–20.
15. Dennis DA, Komistek RD. Mobile-bearing total knee arthroplasty: Design factors in minimizing wear. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;452:70–7.
16. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248:13–14.
17. Buechel FF Sr, Buechel Jr FF, Pappas MJ, Dalessio J. Twenty-year evaluation of the New Jersey LCS Rotating Platform Knee Replacement. *J Knee Surg.* 2002;15:84–9.
18. Buechel FF, Buechel FF, Pappas MJ, D'Alessio J. Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;388:41–50.
19. Landon GC, Galante JO, Maley MM. Noncemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205:49–57.
20. Robertsson O, Knutson K, Lewold S, Lidgren L. The Swedish Knee Arthroplasty Register 1975–1997: An update with special emphasis on 41.223 knees operated on in 1988–1997. *Acta Orthop Scand.* 2001;72:503–13.
21. Sánchez-Sotelo J, Ordoñez JM, Prats SB. Results and complications of the low contact stress knee prosthesis. *J Arthroplasty.* 1999;14:815–21.
22. Bozic KJ, Kinder J, Meneghini RM, Zurakowski D, Rosenberg AG, Galante JO. Implant survivorship and complication rates after total knee arthroplasty with a third-generation cemented system: 5 to 8 years followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;430:117–24.
23. Vessely MB, Whaley AL, Harmsen WS, Schleck CD, Berry DJ. Long-term survivorship and failure modes of 1000 cemented condylar total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;452:28–34.
24. Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:259–65.
25. Jordan LR, Olivo JL, Voorhorst PE. Survivorship analysis of cementless meniscal bearing total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;338:119–23.
26. Bert JM. Dislocation/subluxation of meniscal bearing elements after New Jersey low-contact stress total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;254:211–5.
27. Weaver JK, Derkash RS, Greenwald AS. Difficulties with bearing dislocation and breakage using a movable bearing total knee replacement system. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;290:244–52.