

Estudio de la movilidad meniscal con TAC en prótesis totales de rodilla con soportes móviles de polietileno

J. Sarasquete Reiriz^a, F. Celaya Ibáñez^a, J. Llauger Rossello^b, M. Jordán Sales y P. del Pozo Manrique^a

^aServicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. ^bServicio de Radiodiagnóstico. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Objetivo. Analizar la movilidad meniscal mediante tomografía axial computarizada (TAC) en prótesis total de rodilla con meniscos móviles de polietileno.

Material y método. Quince prótesis con un seguimiento mínimo de 24 meses fueron sometidas a un estudio con TAC funcional para determinar la movilidad meniscal con movimientos de extensión, flexión y rotación axial de la rodilla. Se analizó la cinemática articular y el grado de desplazamiento de los soportes meniscales con el sistema digital de medición GP-9 *Sonic Digitizer*.

Resultados. Observamos desplazamiento de los soportes meniscales en todos los casos analizados. El menisco interno se desplazó un promedio de 4,5 mm (mínimo 1 mm y máximo 9,5 mm) y el menisco externo 5 mm (1,1 mínimo y 11,6 máximo). El grado de movimiento fue mayor en el compartimento externo ($p = 0,19$) y durante la rotación axial ($p = 0,09$). Se vieron dos tipos básicos de movimiento; en 12 artroplastias (80%) el movimiento meniscal se aproximaba al desplazamiento de los meniscos de una rodilla normal; en el resto, se produjo un movimiento anómalo anterior de los meniscos al realizar la flexión de rodilla, sin relación con inestabilidad ligamentosa ($p > 0,05$) ni repercusión funcional aparente.

Conclusiones. El movimiento meniscal se conservó a medio plazo, siendo similar al de una rodilla normal en la mayoría de las artroplastias estudiadas.

Palabras clave: *prótesis de rodilla, menisco, TAC, biomecánica.*

Correspondencia:

J. Sarasquete Reiriz.
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.
C/ S. Antonio M. Claret, 167.
08025 Barcelona.
Correo electrónico: jsarasquete@hsp.santpau.es

Recibido: abril de 2002

Aceptado: noviembre de 2002.

CT scan study of meniscal mobility in total knee prostheses with mobile polyethylene components

Objective. To analyze meniscal mobility by scanning total knee prostheses with mobile polyethylene menisci.

Materials and methods. Fifteen patients with prostheses and a minimum follow-up of 24 months underwent a functional CT scan to determine meniscal mobility with knee extension, flexion, and axial rotation. The articular kinematics and degree of displacement of the meniscal components were analyzed with the GP-9 Sonic Digitizer digital measurement system.

Results. Displacement of the meniscal components was observed in every case analyzed. The medial meniscus was displaced by a mean of 4.5 mm (minimum: 1 mm and maximum: 9.5 mm) and the lateral meniscus, 5 mm (min 1.1 mm and max: 11.6 mm). The degree of movement was greater in the lateral compartment ($p = 0.19$) and during axial rotation ($p = 0.09$). Two basic types of movement were seen. In 12 arthroplasties (80%), the meniscal movement was close to that of the movement of menisci in a normal knee. In the rest of the menisci, there was an anomalous anterior movement of the menisci with knee flexion that was unrelated to ligamentous stability ($p > 0.05$) or any apparent functional effect.

Conclusions. Meniscal movement was conserved for an intermediate-length period, and was similar to that of a normal knee in most of the arthroplasties studied.

Key words: *knee prosthesis, meniscus, CT scan, biomechanics.*

La prótesis total de rodilla (PTR) es, en la actualidad, una intervención de probada eficacia y excelentes resultados^{1,2}. Los principales problemas que pueden determinar su fracaso a largo plazo son el desgaste de polietileno y el aflojamiento protésico³⁻⁷. A mediados de la década de los setenta Buechel y Pappas⁸, en Norteamérica, y Goodfellow y O'Connor⁹, en Europa, desarrollaron un nuevo concepto

de prótesis de rodilla con meniscos móviles de polietileno entre el componente femoral y tibial que reducen la tensión sobre la zona de fijación protésica, disminuyendo con ello la posibilidad de fracaso mecánico. Además como el constreñimiento de la prótesis es eliminado por la movilidad de los soportes meniscales, es posible obtener una mayor conformidad entre el polietileno y el componente protésico femoral determinando una menor tensión de contacto y por tanto menor desgaste del polietileno⁸.

Teniendo en cuenta que el movimiento de los soportes de polietileno puede disminuir e incluso desaparecer con el paso del tiempo, como ha sido demostrado en diferentes arthroplastias con polietilenos de interposición¹⁰, se ha llevado a cabo este estudio para determinar si dicho movimiento de los soportes meniscales tenía lugar a medio plazo tras la implantación de la prótesis y analizar cualitativamente el desplazamiento meniscal con los diferentes movimientos de la rodilla.

Durante los últimos años se han desarrollado diferentes métodos radiológicos¹¹⁻¹³ para observar los movimientos de los soportes meniscales en este tipo de prótesis pero, hasta el momento actual, no se ha llegado a un consenso general sobre la técnica de imagen más fiable y reproducible. En el presente trabajo, hemos introducido la tomografía axial computarizada (TAC) como método para valorar la movilidad meniscal.

MATERIAL Y MÉTODO

Entre noviembre de 1988 y julio de 1994 se implantaron en nuestro hospital de manera consecutiva 178 prótesis totales de rodilla (PTR) primarias con soportes móviles de polietileno tipo *Low Contact Stress* (LCS)[®]. Quince pacientes (8,4%) aceptaron realizar el estudio funcional con TAC bajo supervisión de los autores (tabla 1). El estudio se completó con una valoración clínica y funcional del paciente, incluyendo la estabilidad ligamentosa de la rodilla, con la escala de valoración del *New Jersey Orthopaedic Hospital*¹⁴.

Tabla 1. Principales datos de los 15 pacientes estudiados

Edad	66,7 (62-73)
Sexo (H/M)	2 / 13
Lado (derecho/izquierdo)	9 / 6
Diagnóstico	Gonartrosis 15
Tipo de prótesis	New Jersey preserv LCP
Seguimiento	45 meses (24-72)
Valoración clínica (NJOH)	90,7 (85-96)
Ang fem-tibial	6 valgo (4-8)
GDM	105 (95-120)

LCP: ligamento cruzado posterior; NJOH: *New Jersey Orthopaedic Hospital*; GDM: grados de movilidad; H: hombre; M: mujer; Ang fem-tibial: ángulo fémoro-tibial.

El paciente fue situado en posición de decúbito prono en la mesa de la TAC para poder obtener cortes paralelos a la superficie tibial con los diferentes movimientos de la rodilla. En la proyección exploratoria lateral de la tomografía se localizaron los meniscos y se realizaron diferentes cortes tomográficos a este nivel. Para atenuar o eliminar las líneas de artefacto asociadas al metal que pueden distorsionar la imagen, realizamos cortes secuenciales cada 2 mm, variando ligeramente el ángulo de corte y/o modificando el contraste de la imagen de la TAC, obteniendo de esta manera las mejores imágenes tomográficas. En primer lugar se realizó el estudio tomográfico con la rodilla en extensión completa. A continuación se estudió la posición de los meniscos con una flexión de la rodilla de 60°. Finalmente se aplicó una fuerza externa manual primero de rotación interna y posteriormente externa con la rodilla flexionada 60° y se tomaron imágenes en las posiciones extremas de cada movimiento.

Posteriormente se realizó el estudio y medición de los desplazamientos meniscales sobre las imágenes radiológicas obtenidas mediante el sistema digital GP-9 *Sonic Digitizer* (SAC) que presenta una resolución de 0,1 mm. Para determinar la correcta posición de los meniscos en las imágenes tomográficas obtenidas, se identificaron los marcadores metálicos, uno anterior y otro posterior, que se encuentran en el espesor de los meniscos móviles de polietileno. Se utilizó como referencia para la medición del movimiento el eje transversal del componente tibial (fig. 1). Se realizó un estudio de la movilidad meniscal, tanto del grado de desplazamiento de ambos insertos de polietileno como de la cinemática articular de la prótesis implantada con los diferentes movimientos de la rodilla.

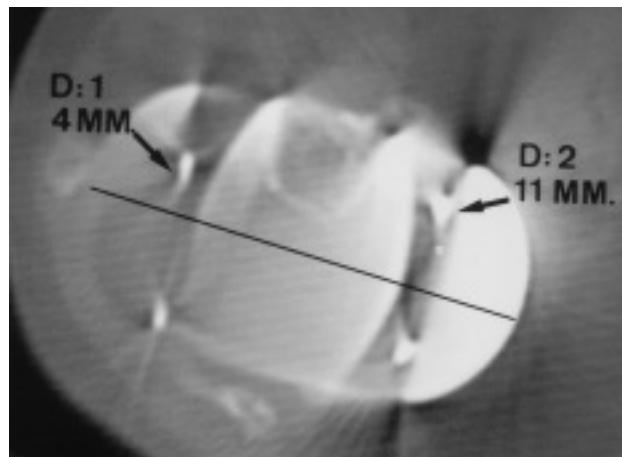


Figura 1. Imagen de TAC a través de los soportes meniscales de polietileno en la que se ven los marcadores metálicos (anterior y posterior) de ambos meniscos. Se mide el desplazamiento del menisco en función de la distancia entre la marca metálica y el eje transversal.

RESULTADOS

En todos los pacientes hemos observado desplazamiento de los soportes meniscales de polietileno con los diferentes movimientos de la rodilla. El menisco interno se desplazó un promedio de 4,5 mm (mínimo 1 mm y máximo 9,5 mm) (tabla 2). El menisco externo se desplazó un promedio de 5 mm (mínimo 1,1 mm y máximo 11,6 mm) (tabla 3). El movimiento global observado fue mayor en el menisco externo que en el interno aunque la diferencia no fue significativa ($p = 0,19$). Comparando los movimientos en el plano axial y sagital, el grado de movimiento fue superior con las rotaciones axiales de la rodilla tras la aplicación de fuerzas externas que durante los movimientos de flexoextensión ($p = 0,09$).

En el estudio cinemático realizado de la prótesis implantada, se vieron dos tipos de movimiento. En el primer grupo de pacientes (12 casos, 80%) los insertos meniscales mostraron unos desplazamientos que se aproximaban a los relacionados con la cinemática de una rodilla normal. Durante la flexión, el área de contacto de los cóndilos femorales asociada a los soportes meniscales se desplazó posteriormente sobre el platillo tibial (figs. 2A y 2B). El menisco externo se desplazó en mayor proporción que el menisco interno, dando lugar con ello a una rotación tibial acoplada a la flexión de la rodilla. En el segundo grupo (3 casos, 20%), el movimiento del componente femoral y los meniscos en el plano sagital se desplazó en dirección anterior al realizar la flexión de la rodilla.

Con la aplicación de una fuerza manual de rotación axial interna, el menisco interno se desplazó en dirección anterior y el externo hacia la posterior. Durante la rotación axial externa se produjeron los movimientos recíprocos inversos (figs. 3A y 3B). Estos desplazamientos de rotación

axial se produjeron en todos los pacientes del estudio aunque con diferente grado.

En el estudio realizado para determinar la estabilidad ligamentosa de la rodilla (medición manual) en el 60% de los casos (9 pacientes) la estabilidad antero-posterior de la rodilla fue menor de 10 mm y en el 40% mayor de 10 mm. Con relación a la estabilidad en el plano coronal, el bostezo articular fue menor de 10 mm en el 73% de artroplastias estudiadas (8 casos) y en 4 casos (27%) mayor de 10 mm. No hemos observado una relación significativa entre el grupo de prótesis con movimiento meniscal anómalo y el rango de movimiento articular ($p = 0,96$), ni con la estabilidad anteroposterior ($p = 0,52$) o mediolateral ($p = 0,15$). Respecto a la localización del movimiento en relación con el componente tibial, en todos los casos el desplazamiento meniscal se desarrolló principalmente sobre la superficie tibial sin signos de subluxación posterior meniscal.

DISCUSIÓN

Las prótesis de rodilla con componentes meniscales fueron diseñadas para obtener una mayor supervivencia del implante gracias a sus meniscos móviles no constreñidos. Estos sistemas ofrecen la ventaja de una gran conformidad de los componentes que minimiza la tensión de contacto sobre el polietileno, a la vez que disminuyen las fuerzas de constreñimiento sobre la zona de fijación protésica gracias a la movilidad de los componentes meniscales⁸.

Para el estudio de la movilidad meniscal en PTR con insertos móviles han sido desarrolladas diferentes técnicas radiológicas¹¹⁻¹³. Los métodos radiológicos de medición basados en marcadores cutáneos o marcadores esqueléticos

Tabla 2. Desplazamientos del menisco interno (mm) con los movimientos de la rodilla

	EXT-FLEX	EXT-ROT EX	EXT-ROT IN	ROT EX-ROT IN	Total
Media	3,9	4,3	4,4	5,4	4,5
Desviación estándar	1,8	1,2	2,4	2,7	2,1
Mínimo	1,5	2,2	1	1,8	0,9
Máximo	7,1	5,6	8,5	9,5	9,5
Rango	5,6	3,4	7,5	7,7	8,5

EXT: extensión; FLEX: flexión; ROT EX: rotación externa; ROT IN: rotación interna; mm: milímetros.

Tabla 3. Desplazamientos del menisco externo (mm) con los movimientos de la rodilla

	EXT-FLEX	EXT-ROT EX	EXT-ROT IN	ROT EX-ROT IN	Total
Media	5,1	5,2	4,1	5,5	5
Desviación estándar	2,2	2,7	1,7	1,7	2,2
Mínimo	2,9	1,1	1,2	2,6	1,1
Máximo	10,1	11,6	9,0	9,1	11,6
Rango	7,2	10,5	7,9	6,5	10,5

EXT: extensión; FLEX: flexión; ROT EX: rotación externa; ROT IN: rotación interna; mm: milímetros.

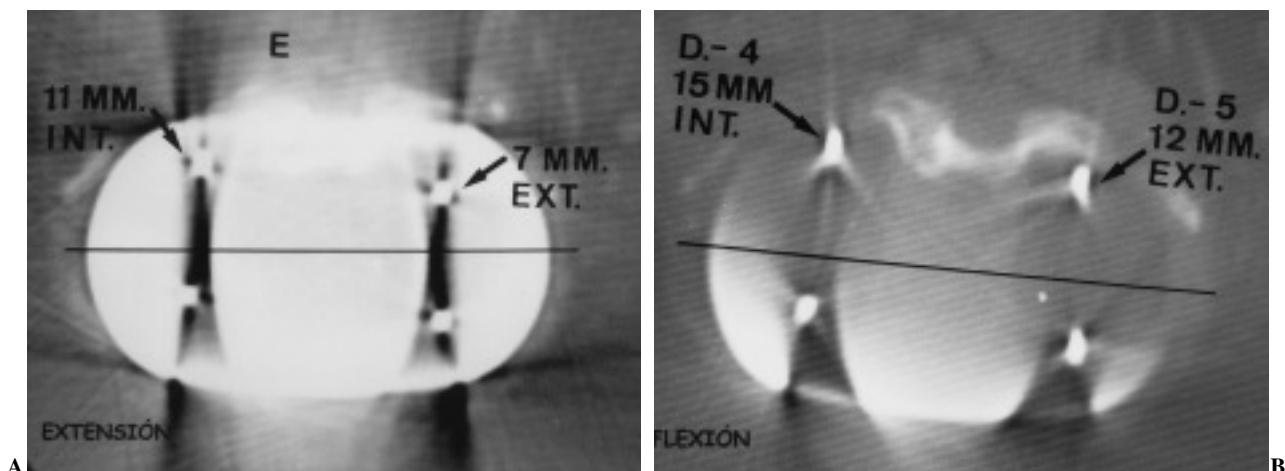


Figura 2. Desplazamiento meniscal con el movimiento de flexión (A) y de extensión (B). El menisco interno se ha desplazado 4 mm y el menisco externo 5 mm, ambos en sentido posterior.

externos pueden dar lugar a errores en la medición del desplazamiento meniscal debido a movimientos no deseados entre los marcadores y el hueso¹⁴. Por otro lado los métodos fluoroscópicos pueden determinar sesgos de medición derivados de alteraciones en la rotación de la extremidad o de la posición del tubo de rayos, o por la superposición de los componentes de la prótesis en los compartimentos medial y lateral de la rodilla. En el presente estudio hemos desarrollado un método basado en la TAC que nos ha permitido determinar el movimiento de los componentes meniscales con la aplicación de fuerzas externas, analizando el grado de desplazamiento y su dirección con los diferentes movimientos de la rodilla.

En contraste con las técnicas radiológicas convencionales, donde las características físicas de la prótesis, forma, tamaño y método de fijación son los principales problemas que debe interpretar el radiólogo, con la TAC es el tipo de

metal el que dicta la calidad de la imagen y su interpretación. En el sistema de reemplazo de rodilla LCS New Jersey¹² la composición de los componentes metálicos de la prótesis es una aleación de cromo cobalto. El coeficiente de atenuación de esta aleación metálica, al ser alto, determina una distorsión de los rayos ocasionando artefactos asociados al metal que dificultan la correcta interpretación de las imágenes tomográficas. En el presente estudio hemos obtenido imágenes correctas para el análisis del desplazamiento meniscal en todos los casos. Intentamos atenuar o eliminar los artefactos inducidos por el metal mediante pequeñas modificaciones en el ángulo del tubo de TAC y/o modificando las características radiológicas de la imagen. Fishman et al¹⁵ han demostrado que la reconstrucción multiplanar de las imágenes de la TAC pueden disminuir de manera significativa la cantidad de artefactos derivados del metal. Debemos destacar que a pesar de haber realizado el estudio

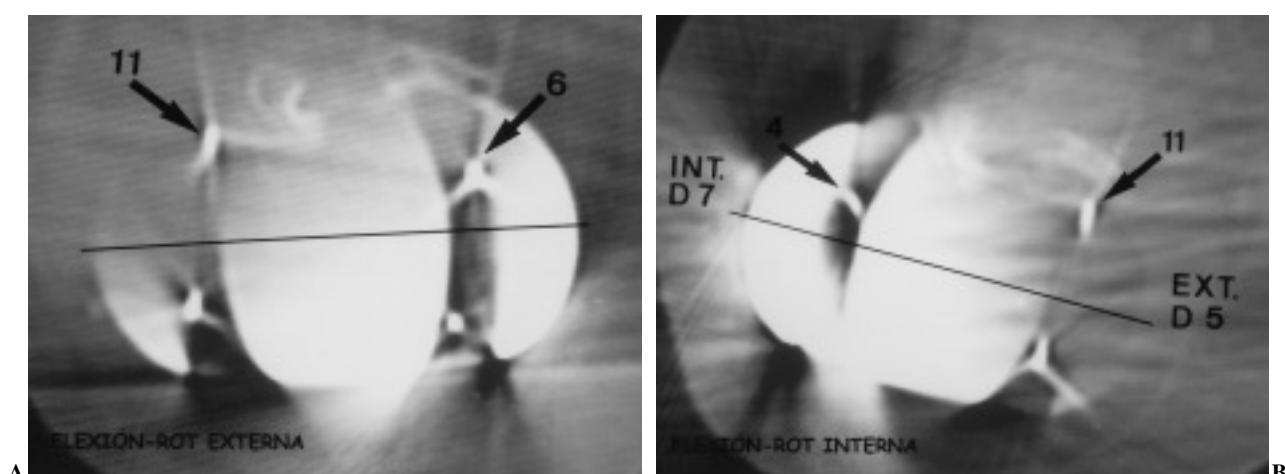


Figura 3. Desplazamiento meniscal con el movimiento de rotación externa (A) y de rotación interna (B). El menisco interno se ha desplazado 7 mm en sentido anterior y el menisco externo 5 mm en sentido posterior.

in vivo, con la TAC utilizada no hemos podido someter a los pacientes a condiciones de movimiento con soporte de carga del peso corporal, hecho que ha podido determinar un sesgo en los resultados obtenidos¹⁶.

Nuestros resultados han demostrado de manera concluyente que en las 15 artroplastias estudiadas *in vivo* los soportes meniscales se mueven de manera significativa al ser sometidos a fuerzas externas hasta 6 años después de su implantación. Este tipo de movimientos tanto de flexión-extensión como de rotación axial de la rodilla son necesarios para realizar las actividades diarias.

Diversos autores han destacado la necesidad de la preservación de ambos ligamentos cruzados para mantener la cinemática normal de la rodilla en las prótesis con meniscos móviles^{17,18}. Sin embargo estos estudios se basan en el uso de un tipo de prótesis con meniscos móviles libres sin deslizamiento a través de carriles y por tanto con un diseño diferente al sistema con carriles de deslizamiento meniscal de nuestro modelo, que limitan en gran medida los desplazamientos anómalos y las luxaciones de los meniscos de polietileno.

En nuestra experiencia, en el 70% de los casos hemos utilizado una prótesis con preservación del ligamento cruzado posterior (LCP) debido a la ausencia o falta de viabilidad funcional del ligamento cruzado anterior (LCA). Creemos que la preservación del LCP determina una mayor estabilidad articular, disminuyendo las tensiones transmitidas al interfaz prótesis-hueso y el desgaste del polietileno. En el análisis cualitativo del movimiento, el 80% de los pacientes han presentado un comportamiento de su artroplastia que se aproximaba a la cinemática normal de la rodilla. En el 20% restante de los casos se observó un movimiento «anómalo», consistente en un desplazamiento anterior del área de contacto femorotibial asociado al movimiento de flexión de la rodilla. Este hecho podría determinar consecuencias negativas potenciales: disminución del grado de flexión de la rodilla, reducción de la potencia cuadricipital y riesgo aumentado de desgaste del polietileno. Una posible explicación a este hecho se debe, posiblemente, a que en este grupo de artroplastias no se ha obtenido una tensión correcta del LCP o a que los estabilizadores secundarios no han compensado la laxitud anteroposterior, bien por una técnica quirúrgica no suficientemente precisa o bien por una laxitud secundaria del LCP.

Con los datos obtenidos en el presente estudio no hemos podido demostrar de manera significativa la relación entre las alteraciones en la estabilidad ligamentosa y el movimiento anómalo en este subgrupo de artroplastias. Hasta el momento actual, tampoco hemos observado un mayor índice de fracasos en las prótesis con preservación única del LCP¹⁹, aunque habrá que esperar a más largo plazo para conocer con exactitud la incidencia de este problema potencial en la supervivencia de la prótesis.

Se ha postulado como una causa de fracaso mecánico en este tipo de prótesis el atrapamiento a nivel posterior del

soporte meniscal lateral subluxado^{20,21}. La ausencia de LCA determinaría una mayor inestabilidad rotacional y de esta manera una predisposición del sistema a la subluxación y posterior fracaso. En los casos estudiados observamos el desplazamiento meniscal sobre la superficie tibial sin signos de inestabilidad rotacional, por tanto no hemos encontrado ninguna evidencia de la subluxación meniscal posterior como causa de fracaso mecánico.

En conclusión, creemos que con la TAC podemos desarrollar un método sencillo y eficaz para el estudio de la movilidad meniscal en los sistemas de reemplazo de rodilla con insertos móviles de polietileno. El movimiento de los soportes meniscales *in vivo* se conservó a medio plazo, siendo similar en un 80% de las artroplastias estudiadas al desplazamiento de los meniscos que tiene lugar en una rodilla normal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ranawat CS, Boachie-Adjei O. Survivorship analysis and results of total condilar knee arthroplasty. Eight-to eleven-year follow up period. Clin Orthop 1988;226:6-13.
2. Vince KG, Insall JN, Kelly MA. The total condilar prosthesis. Ten to 12 year results of a cemented knee replacement. J Bone Joint Surg Br 1989;71B:793-7.
3. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness and material stresses in ultra high molecular weight components for total joint replacement. J Bone Joint Surg Am 1986;68A:1041-51.
4. Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, Surprenant VA, Jensen RE: Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. Clin Orthop 1991; 273:232-42.
5. Feng EL, Stulberg SD, Wixson RL. Progresive subluxation and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces. Clin Orthop 1994;299:60-71.
6. Lewis P, Rorabeck CH, Bourne RB, Devane P. Posteromedial tibial polyethylene failure in total knee replacements. Clin Orthop 1994;299:11-7.
7. Wright TM, Rimnac CM, Stulberg SD, Mitnz L, Tsao AK, Klein RW, McCrae C. Wear of polyethylene in total joint replacements. Observations from retrieved PCA knee implants. Clin Orthop 1992;276:126-34.
8. Buechel FF, Pappas MJ: New Jersey Low Contact Stress knee replacement system. Ten years evaluation of meniscal bearings. Orthop Clin North Am 1989;20:147-77.
9. Goodfellow JW, O'Connor JJ, Shrive G. Prosthetic joint device. U. S. Patent N.º 4,085,446, April 25, 1978.
10. Verbene GHM. A femoral head prosthesis with a built-in joint: a radiological study of the movements of the two components. J Bone Joint Surg Br 1983; 65B:544-7.
11. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxon RD, Hoff WA et al. Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 1995; 77B:884-9.
12. Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM. *In vivo* Knee Kinematics derived using an inverse perspective technique. Clin Orthop 1996;331:107-17.
13. Toksving-Larsen S, Jorn LP, Yuan X, Ryd L. How mobile is a mobile meniscal knee prosthesis? (Mobile platform). A ro-

- entgen stereophotogrammetric analysis. J Bone Joint Surg Br 1999;81B(Supp 1): 41.
- 14. Buechel FF. A simplified evaluation system for the rating of knee function. Orthop Rev 1997;11:97.
 - 15. Fishman EK, Magid D, Robertson DD, Brooker AF, Weiss TP, Siegelman SS. Metallic hip implants: CT with multiplanar reconstruction. Radiology 1986;160:675-81.
 - 16. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE, Ranawat CS, Scott RD, Thorhill TS, et al. *In vivo* antero-posterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. Clin Orthop 1998;356:47-57.
 - 17. Deschamps G, Lapeyre B. La rupture du ligament croisé antérieur: une cause d'échec souvent méconnue des prothèses unicompartmentales du genou. Rev Chir Orthop 1987;205: 21-42.
 - 18. Goodfellow JW, O'Connor J. The anterior cruciate ligament in knee arthroplasty: a risk-factor with unconstrained meniscal prostheses. Clin Orthop 1992;276:245-52.
 - 19. Saló G, Celaya F, Sarasquete J, Jordán M, Escribá I, García A. Long Term Results with New Jersey LCS Total Knee Arthroplasty. A 232 Cases Study. J Bone Joint Surg Br 2001; 73B(Suppl II):247.
 - 20. Bert JM. Dislocation Subluxation of meniscal bearing elements after New Jersey low contact stress total knee arthroplasty. Clin Orthop 1988;254:211.
 - 21. Weaber JK, Derkash RS, Greenwald AS. Difficulties with bearing dislocation and breakage using a movable bearing total knee replacement system. Clin Orthop 1993;290:244-52.