

Resultados patelares con una prótesis total de rodilla con componente femoral simétrico: estudio prospectivo con un seguimiento de 3 a 7 años

A. Lizaur, F.A. Miralles-Muñoz y O. Martín-Ballesteros
Servicio de Cirugía Ortopédica. Hospital General de Elda. Elda. Alicante. España.

Objetivo. Evaluar los resultados y función fémoro-patelar con una prótesis total de rodilla con componente femoral simétrico.

Material y método. Estudio prospectivo de 125 pacientes consecutivamente tratados entre 1998 y 2001 con prótesis total de rodilla Multigen® (Lima, San Daniele, Italia). La edad media era de 71 años (49-83) y el 79% eran mujeres. Había un 35% con índice masa corporal superior a 30. El 97% tenían diagnóstico previo de artrosis primaria y el 94% no tuvieron intervenciones previas de la rodilla. Se evaluaron pre y postoperatoriamente con la escalas clínica y radiológica de la Sociedad de Rodilla norteamericana.

Resultados. El seguimiento postoperatorio medio fue de 52 meses (36 a 80). El 95% de los casos tuvieron excelentes o buenos resultados funcionales, con flexión media final de 106° (70-140). El 92% no precisaron ayudas a la marcha. Hubo síntomas relacionados con la rótula en 6 pacientes. Radiológicamente resultaron con rótulas centradas a la flexión 101 rodillas, 20 con inclinación de la rótula más de 5° y 4 con desplazamiento lateral superior a 5 mm, no habiendo relación ($p = 0,42$) con los síntomas patelares. Se reintervinieron 3 rodillas, una por infección y 2 por aflojamiento del componente tibial. No hubo casos con radiolucencia en el componente patelar ni otras complicaciones de rótula. La supervivencia acumulada de la prótesis a los 6 años era del 96,9% (intervalo de confianza [IC] del 95%: 93,3-99,9).

Conclusiones. Con este modelo de prótesis total de rodilla con componente femoral simétrico los resultados funcionales han sido muy satisfactorios, no encontrando que la simetría entorpezca la función fémoro-patelar ni incrementa el riesgo de inestabilidad u otras complicaciones patelares.

Palabras clave: gonartrosis, prótesis total rodilla, simetría componente femoral.

The patella in total knee replacements with a symmetric femoral component: a prospective study with a 3 to 7 year followup

Aim. To assess the results of patellofemoral function in a total knee replacement procedure with a symmetric femoral component.

Materials and methods. This was a prospective study of 125 patients treated consecutively between 1998 and 2001 that underwent total knee replacement with a Multigen® knee (Lima, San Daniele, Italy). The mean age of the patients was 71 years (49-83) and 79% were women; body mass index was > 30 in 35%; 97% had a previous diagnosis of primary osteoarthritis and 94% had not had previous surgeries of the knee. The patients were assessed pre and postoperatively using the clinical and X-ray scores of the American Knee Society.

Results. Mean postoperative followup was 52 months (36-80). Excellent functional results were seen in 95% of the cases, with a final mean flexion of 106° (70-140). No assistance for walking was required by 92%. Six patients had patellar symptoms. On X-ray 101 knees had patellas that were centered on flexion, 20 showed a > 5° inclination of the patella and 4 had a > 5 mm lateral displacement, with no connection with patellar symptoms ($p = 0.42$). Three knees underwent revision surgery, 1 due to infection and 2 due to loosening of the tibial component. There were no cases of radiolucency of the patellar component or other complications in the patella. The accumulated survival rate of the prosthesis at 6 years was 96.9% (CI 95%: 93.3-99.9).

Conclusions. Very satisfactory outcomes were seen when this model of total knee replacement with a symmetric femoral component was used. The symmetry did not affect patellofemoral function, increase the risk of instability or cause other patellar complications.

Key words: gonarthrosis, total knee replacement, symmetric femoral component.

Correspondencia:

A. Lizaur Utrilla.
Servicio de Cirugía Ortopédica.
Hospital General de Elda.
Ctra. Elda-Sax, s/n.
03600 Elda. Alicante.
Correo electrónico: lizaur_ale@gva.es

Recibido: junio de 2005.

Aceptado: noviembre de 2005.

El diseño de los componentes de una prótesis total de rodilla (PTR) influye decisivamente en los resultados funcionales y mecánicos¹, por ello, la mayoría de los implantes actuales son el resultado de modificaciones de las más antiguas, que pretendían disminuir las complicaciones y aumentar su supervivencia².

La mayor tasa de complicaciones descritas en todos los modelos de PTR afectan a la función fémoro-patelar^{3,4}, de ahí que la misma haya sido ampliamente estudiada, y en un intento de minimizarlo se popularizó, entre fabricantes y cirujanos, la tendencia de componentes femorales asimétricos (derecho e izquierdo) aproximándolos a la anatomía de la rodilla normal⁵. Aunque estos diseños asimétricos tienen la ventaja teórica de reducir las fuerzas de compresión y facilitar el recorrido patelar, no hay evidencias clínicas de su superioridad sobre los modelos simétricos^{3,6}.

También se ha comprobado que unos de los factores con más influencia sobre las complicaciones patelares eran el diseño y la fijación del implante patelar² y la posición incorrecta de los componentes femoral o tibial^{7,8}, y no tanto la simetría o asimetría del femoral^{6,9}.

Con PTR de componente femoral simétrico se han descrito muy buenos resultados a largo plazo, tanto con modelos más antiguos de amplia difusión^{10,11}, como con los más actuales^{12,13}, con una prevalencia de complicaciones patelares similar a los modelos asimétricos.

El objetivo de este estudio ha sido evaluar los resultados funcionales y las complicaciones patelares de una PTR, de diseño e instrumentación actuales, con componente femoral simétrico.

MATERIAL Y MÉTODO

Entre enero de 1998 y diciembre de 2001 se realizó un estudio prospectivo con una PTR de componente femoral simétrico. Los criterios de inclusión fueron todos los casos consecutivos con indicación de artroplastia primaria de rodilla y que no hubieran tenido lesiones y/o tratamientos del aparato extensor de la rodilla. Se consideró necesario un seguimiento postoperatorio mínimo de 3 años. Los datos de cada paciente se registraron en un formulario que incluía las variables epidemiológicas.

Para el estudio específico de la función patelar se utilizaron los criterios de la Sociedad de Rodilla norteamericana¹⁴, con especial cuidado en los ítems que pudieran revelar síntomas fémoro-patelares^{9,15}, como el dolor patelar en la marcha, la capacidad para subir y bajar escaleras y levantarse de una silla.

Para el análisis de la congruencia fémoro-patelar se utilizaron también los métodos propuestos por la misma sociedad para el estudio radiológico de la rótula¹⁶, con proyecciones de rodilla antero-posterior en carga, lateral y axial según Merchant. Siguiendo los consejos de dicha sociedad, para

Tabla 1. Descripción de la muestra evaluada con un seguimiento de más de 3 años (número de pacientes 125)

Edad (años)	71,1 (49-83)
Sexo (M/V)	99/26
Lado (D/I)	72/53
Peso (kg)	77,9 (51-107)
Talla (cm)*	153 (144-172)
Índice de masa corporal*	33,2 (25-43)
Diagnóstico inicial	
Artrosis	121
A. reumatoide	2
Postraumática	2

*Media (rango).

estandarizar la posición en la proyección axial se utilizó un dispositivo radiotransparente que colocaba la rodilla en flexión de 45° y la rótula al cénit, con una distancia tubo-placa de 100 cm, haz podálico y perpendicular a la placa, y considerando que habría una magnificación del 15% en las mediciones lineales. La posición, estabilidad y posible subluxación de la rótula¹⁵ se analizaron con los criterios radiológicos de la Sociedad de Rodilla¹⁶, como son el centraje intercondilar y las inclinaciones y desplazamientos mediales y laterales. Postoperatoriamente se registraron los resultados funcionales y las posibles complicaciones quirúrgicas y mecánicas.

Se incluyeron en el estudio 130 pacientes, de los que 5 fueron excluidos para el análisis de resultados, uno por fallecimiento a los 11 meses postoperatorios y otros 4 por pérdida de seguimiento en los tres primeros años. Las características de los 125 pacientes restantes se muestran en la tabla 1. No hubo casos con intervención bilateral. A 44 pacientes (35,2%) se les clasificó como obesos, con un índice de masa corporal mayor de 30 kg/m². Según la clasificación de Insall et al¹⁴ había 36 pacientes tipo A (afectación monoarticular), 83 tipo B (ambas rodillas) y 6 tipo C (poliarticular). Hubo 118 pacientes sin intervenciones previas de la rodilla operada, 4 con menisectomía y 3 con osteotomía valguizante de tibia.

Todos los pacientes fueron operados de su rodilla mediante incisión media longitudinal. El modelo de PTR (fig. 1) utilizado fue el sistema modular Multigen® (Lima-Lto, San Daniele, Italia), cuyo componente femoral es simétrico, con un surco patelar profundo y perpendicular, coaxial al eje mecánico del miembro. En 122 rodillas se colocó el modelo estándar con retención del ligamento cruzado posterior, y en 3 casos el modelo estabilizado posterior. En 113 rodillas no se cementaron los componentes femoral ni tibial, fijándose este último con 4 tornillos; en otros 4 casos se cementó el tibial y en 8 ambos componentes. La rótula se reemplazó a criterio del cirujano según el estado de la misma, colocándose en 12 rodillas, con un modelo de todo polietileno con tres tetones cementados, realizando además liberación del alerón externo en estos casos.

El postoperatorio inmediato estaba protocolizado con profilaxis antitrombótica y antibiótica. La rodilla comenzó a moverse con ayuda de un fisioterapeuta a las 24 horas de la cirugía y se inició la carga con andador a las 36 horas. Todos los pacientes fueron revisados a 1, 3, 6 y 12 meses de la intervención, y luego anualmente por un mínimo de 3 años postoperatorios.

Preoperatoriamente y en cada revisión postoperatoria se evaluó la rodilla clínicamente, utilizando la escala de la Sociedad de Rodilla norteamericana en su actualización de 1993¹⁴ que distingue entre el estado de la rodilla y la función. Para el estudio radiológico se utilizó el método antes descrito. Suponiendo que el eje anatómico fémoro-tibial normal tiene una angulación de $5^\circ \pm 1^\circ$ de valgo, para este estudio hemos considerado que una rodilla era funcionalmente valga si dicha angulación era igual o superior a 4° de valgo, y funcionalmente vara si era menor de 4° de valgo. El seguimiento postoperatorio medio fue de 52 meses (36 a 80), habiendo 62 pacientes con seguimiento de 3 a 5 años y otros 63 pacientes con un seguimiento mayor de 5 años.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa informático SPSS, comparando las variables cualitativas mediante la prueba ji cuadrado y las cuantitativas mediante la «t» de Student pareada. Para el cálculo de supervivencia se utilizó el método de Kaplan-Meier, considerando punto final la revisión o necesidad de revisión por cualquier causa. Se consideraron significativos valores de p igual o menores de 0,05.

RESULTADOS

Preoperatoriamente la evaluación clínica mostró una puntuación media del estado de la rodilla de 30,5 (0 a 58) y de la función de rodilla de 3,4 (5 a 64); 26 pacientes no precisaban ayudas para la deambulación, 88 utilizaban bastón y 11 andador; la flexión de la rodilla media era de $96,8^\circ$ (70 a 120°), con una contractura en flexión media de $9,8^\circ$ (0 a 35°). En la última revisión postoperatoria el estado de la rodilla presentó un valor medio de 83,7 puntos (28 a 92), existiendo una diferencia significativa respecto al preoperatorio ($p = 0,001$), encontrando 96 pacientes sin dolor, 27 con dolor leve u ocasional y 2 con dolor intenso continuo. La flexión de la rodilla media fue de $106,3^\circ$ (70 a 140°), y la contractura en flexión media de $0,7^\circ$ (0 a 20°), siendo el aumento de ambos significativo respecto al preoperatorio ($p = 0,001$). Respecto a la función de la rodilla, el valor medio fue de 90,8 puntos (47 a 100), con diferencia significativa respecto al preoperatorio ($p = 0,001$), resultando 115 pacientes sin precisar ayudas para la deambulación y 15 que utilizaban bastón. Así, hubo 119 (95,2%) pacientes que tenían excelente o buen resultado (más de 70 puntos) para el estado de la rodilla, y 105 (84 %) para la función de la rodilla.



Figura 1. Prótesis total de rodilla, sistema modular Multigen®.

Se encontraron 6 (4,8%) pacientes que referían síntomas patelares. Para subir escaleras había 2 pacientes con imposibilidad y 123 que referían no tener dificultad; para bajar escaleras, 1 con imposibilidad, 5 con ayuda de baranda y 113 normalmente y respecto al dolor o capacidad de levantarse de una silla, 2 con imposibilidad, 3 con dificultad y 119 normalmente.

En la evaluación radiológica preoperatoria 119 rodillas fueron consideradas funcionalmente varas, con una angulación media de $-4,6^\circ$ ($+2^\circ$ a -12°), y otras 6 rodillas valgas, con angulación media de $+6,6^\circ$ ($+4^\circ$ a $+10^\circ$). Postoperatoriamente en la última evaluación había 116 pacientes con angulación fémoro-tibial en valgo, con un valor medio de $6,1^\circ$ (4 a 10°); y en los otros 9 pacientes la angulación resultó en varo, con un valor medio de $0,2^\circ$ (2 a -2°).

Respecto a la valoración radiológica de la rótula (fig. 2), en 101 (80,8%) rodillas la rótula estaba centrada, 18 rodillas (14,4%) tenían una inclinación lateral mayor de 5° , 2 rodillas (1,6%) con inclinación medial mayor de 5° , y 4 rodillas (3,2%) con desplazamiento lateral de más de 5 mm. El valor medio de la inclinación patelar fue de $2,5^\circ$ (0 a 18°) y del desplazamiento de 2,2 mm (0 a 12). Relacionando la presencia de inclinación o desplazamiento patelar con los síntomas patelares, no se encontró dependencia significativa entre ambos factores ($p = 0,42$).

Como complicaciones generales hubo 2 pacientes cardiorespiratorios y 7 con flebitis del miembro inferior. Tuvimos 2 casos de infección, uno de los cuales requirió reintervención, y otros 2 casos de aflojamiento del componente tibial que precisaron reintervención. En la rótula no hubo compli-

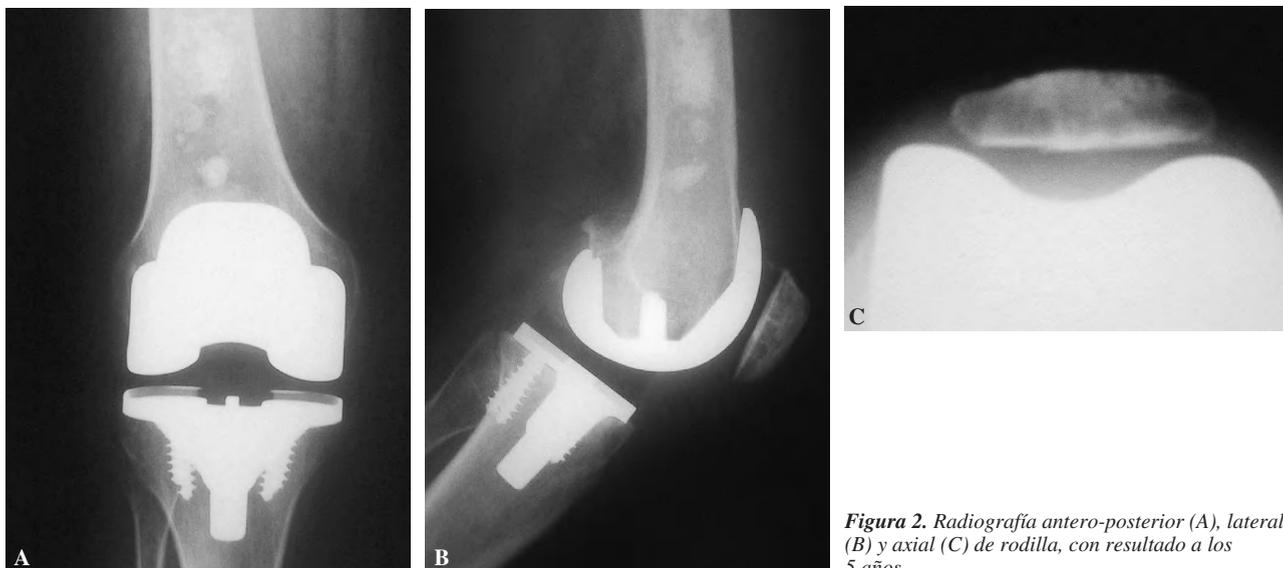


Figura 2. Radiografía antero-posterior (A), lateral (B) y axial (C) de rodilla, con resultado a los 5 años.

caciones como fractura o subluxación, y en los casos de reemplazo no había líneas radiolucidas, aflojamiento o rotura.

La supervivencia acumulada de la prótesis (fig. 3) a los 3 años se calculó en el 98,4% (intervalo de confianza [IC] del 95%: 96,2-99,9) y a los 6 años en el 96,9% (IC 95%: 93,3-99,9).

DISCUSIÓN

No existe un consenso para el estudio radiológico de la rótula tras una PTR¹⁵. El más utilizado es el método radiológico simple y las variables de estudio propuestas por la Sociedad de Rodilla norteamericana¹⁶, aunque indican que su mayor desventaja es la normalización para la posición correcta de la rodilla; para asegurar ésta, la escopia no parece indicada por aumentar innecesariamente la radiación del paciente, y con la tomografía axial computarizada (TAC) frecuentemente se presentan interferencias y artefactos debido al metal de la prótesis que pueden invalidar el análisis de resultados.

Las complicaciones patelares han constituido la causa más frecuente de fracasos en las PTR^{1,7,12}, comprobándose que muchas de estas complicaciones eran debidas al diseño y fijación del componente patelar, como en los casos de base metálica², lo cual ha llevado a las diversas modificaciones actuales, como las de todo polietileno, con tetones y cementadas⁶. Con los diseños actuales la mayor parte de las complicaciones patelares parecen ser debidas a un mal recorrido o a inestabilidad patelar⁷, lo cual ha llevado a profundizar en el estudio de la cinemática fémoro-patelar^{3,5,8,17}.

Las PTR con componente femoral asimétrico fueron modificaciones de diseño tendentes a mejorar la función fémoro-patelar, siendo sus ventajas teóricas el aportar una mayor cobertura a la rótula para disminuir su inclinación y

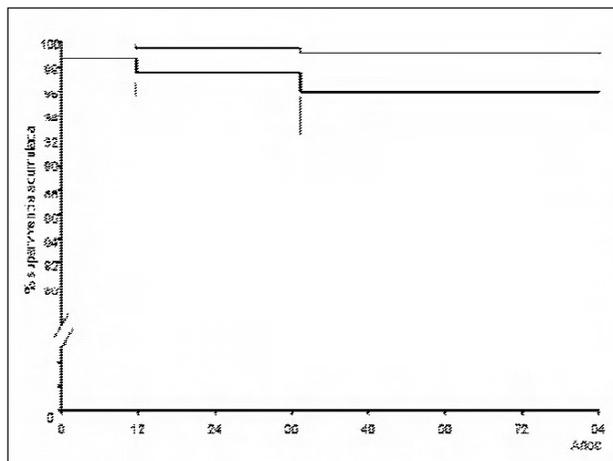


Figura 3. Función de supervivencia acumulada de Kaplan-Meier, con intervalo de confianza del 95%.

desplazamiento lateral, y reducir las fuerzas de compresión y el riesgo de subluxación. Las características de la mayoría de estos modelos son el tener un componente femoral con un surco patelar más anatómico al inclinarlo unos 7° de valgo, y tener un cóndilo lateral prominente. Pero estas ventajas teóricas no han sido demostradas; Petersilge et al³ en un estudio biomecánico propugnaban la inclinación en valgo del surco patelar sugiriendo que se reducía el impacto en el desplazamiento lateral de la rótula durante la flexión de rodilla, pero no encontraron diferencias significativas de las fuerzas de compresión fémoro-patelar entre prótesis simétricas y asimétricas. En otro estudio experimental, Rhoads et al¹⁸ aconsejaban el diseño femoral con cóndilo lateral prominente para prevenir la subluxación de rótula, pero encontraban que también provocaba colicitaciones elevadas sobre

el componente patelar y, en un estudio posterior, los mismos autores¹⁹ aconsejaban colocar lateralmente el componente femoral para reducir las colicitaciones.

El modelo Multigen[®] utilizado en este estudio tiene un componente femoral simétrico con un surco patelar profundo y perpendicular a la línea articular, con lo que es coaxial al eje mecánico. Yoshii et al²⁰, comparando modelos simétricos y asimétricos, comprobaron que en los simétricos, de geometría similar al nuestro, conducían mejor la rótula en su recorrido durante la flexión de rodilla y se reducían las fuerzas de desplazamiento lateral, considerando que la posición de la rótula era más anatómica que en los modelos asimétricos. Chew et al²¹ compararon un modelo simétrico y dos asimétricos no encontrando diferencias en la cinemática del recorrido patelar.

Es difícil la comparación clínica de ambos tipos de prótesis, simétricos o asimétricos, por variar no sólo la geometría de los implantes femoral y rotuliano, sino también sus métodos de fijación e instrumentación, por ello son muy escasos los estudios en la literatura, y los encontrados adolecen de un correcto diseño de método (prospectivos y randomizados). Whiteside y Nakamura⁵ compararon una prótesis simétrica (30 casos con Ortholoc II[®], Wright Medical) y dos asimétricas (222 casos con Advantium[®], Wright Medical, y 330 con Profix[®], Smith and Nephew), con un seguimiento de más de 10 años, encontrando que en las simétricas los resultados funcionales eran peores y que tenían un 50% de complicaciones patelares frente a ninguno en las asimétricas.

Bindelglass et al¹⁵ estudiaron radiológicamente la inclinación y desplazamiento lateral de la rótula tras una prótesis simétrica (142 casos con Total Condylar[®], Johnson and Johnson) y una asimétrica (92 con Natural Knee[®], Intermedics), encontrando que con ambos modelos la tasa de rótulas centradas era del 54%, y que no había diferencias en los resultados funcionales ni en la tasa de complicaciones a los 75 meses.

Ashraf et al¹² comparando 95 prótesis asimétricas (Kinematic[®], Howmedica) con 87 de su más reciente modificación simétrica (Kinemax Plus[®], Howmedica), seguidos durante 5 años, no encontraron diferencias en los resultados funcionales, aunque en las simétricas el rango de flexión era significativamente mayor que en las asimétricas; en las simétricas hubo un caso de inestabilidad patelar frente a 7 casos (6 subluxaciones y 1 fractura de rótula) en las asimétricas.

En general, se han descrito muy buenos resultados funcionales y mecánicos a largo plazo con modelos de componente femoral simétrico. En 106 casos del modelo Total Condylar[®] (Johnson and Johnson), seguidos durante 14 años, no se refieren reintervenciones por causas patelares⁹; y en otro estudio con la misma prótesis¹³, en 394 casos, seguidos durante 8 años, hubo 6 complicaciones mecánicas, todas por aflojamiento de los componentes femoral o tibial y ninguna por causa patelar. Harwin⁹ estudió 356 prótesis Kinemax Plus[®] (Howmedica), durante 3 a 8 años, encon-

trando 5 casos (1,4%) de complicaciones patelares, con 2 (0,5%) reintervenciones, por lo que, tras revisar la literatura, concluye que estas tasas eran menores a las descritas con prótesis asimétricas.

Se han descrito complicaciones patelares tanto con prótesis asimétricas como simétricas, pero con los diseños actuales se ha comprobado que en la mayoría de estas complicaciones no influía el diseño del componente femoral, sino otros factores como la mala posición de los componentes femoral o tibial, mala alineación del miembro o inadecuada preparación rotuliana^{7,17}. Miller et al⁸ comprobaron experimentalmente que la rotación interna del componente femoral conducía a un aumento de las fuerzas mediolaterales sobre la rótula, desde el inicio de la flexión de rodilla, que era la causa fundamental de subluxación, luxación y aflojamiento. En otro estudio experimental Anouchi et al²² comprobaron a su vez que la rotación externa del componente femoral facilitaba el recorrido patelar, centraba la rótula y le proporcionaba estabilidad.

Bindelglass et al⁶, en una revisión de la literatura no encontraron evidencias que justificaran las ventajas de las prótesis asimétricas sobre las simétricas. En nuestra serie, con un 95% de resultados funcionales excelentes o buenos y un 4,8% de pacientes con síntomas patelares, ninguno de los cuales requirió reintervención, los resultados fueron similares a otros estudios con prótesis simétricas o asimétricas^{7,9,10,12}.

Radiológicamente encontramos un 80% de rótulas centradas en el surco patelar del componente femoral, mientras otros autores²⁰ refieren una tasa de ocurrencia más baja tanto en prótesis simétricas como asimétricas. Bindelglass et al¹⁵, en un estudio comparativo de prótesis simétricas y asimétricas, encontraron sólo un 54% de rótulas centradas en ambos modelos, y refiere su sorpresa por los resultados en los que la inclinación o el desplazamiento lateral de la rótula no afectaba significativamente al dolor, flexión o fijación del implante, sugiriendo que los resultados clínicos de la PTR no dependían del centrado de la rótula. En nuestro estudio, tampoco la presencia de síntomas patelares dependieron del centrado o no de la rótula.

Pensamos que con este modelo de PTR con componente femoral simétrico se obtienen unos resultados funcionales satisfactorios, sin entorpecer la función fémoro-patelar y con escasos síntomas y complicaciones patelares. Además, en la revisión de la bibliografía no hemos encontrado evidencias de que las prótesis asimétricas ofrezcan mayores ventajas. Un valor añadido de las prótesis simétricas sería su economía.

BIBLIOGRAFÍA

1. Theiss SM, Kitziger KJ, Lotke PS, Lotke PA. Component design affecting patellofemoral complications after total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1996;326:183-7.

2. Rorabeck CH, Bourne RB, Lewis PL, Nott L. The Miller-Gallante knee prosthesis for the treatment of osteoarthritis. A comparison of the results of partial fixation with cement and fixation without any cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75A:402-8.
3. Petersilge WJ, Oishi CS, Kaufman KR, Irby SE, Colwell CW. The effect of trochlear design on patellofemoral shear and compressive forces in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1994;309:124-30.
4. Ortega Andreu M, Barco Laakso R, Rodríguez Merchán EC. Artroplastia total de rodilla. *Rev Ortop Traumatol.* 2002; 46:476-84.
5. Whiteside LA, Nakamura T. Effect of femoral component design on unresurfaced patellas in knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 2003;410:189-98.
6. Bindelglass DF, Dorr LD. Current concept review. Symmetry versus asymmetry in the design of total knee femoral components: an unresolved controversy. *J Arthroplasty.* 1998;13: 933-44.
7. Malo M, Vince KG. Inestabilidad rotuliana después de una artroplastia total de rodilla: etiología, prevención y tratamiento. *J Am Acad Orthop Surg* (ed. española). 2003;2:408-15.
8. Miller MC, Berger RA, Petrella AJ, Karmas A, Rubash HE. Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 2001;392:38-45.
9. Harwin SF. Patellofemoral complications in symmetrical total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1998;13:753-62.
10. Ranawat CS, Flynn WF, Deshmukh RG. Impact of modern technique on long-term results of total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1994;309:131-5.
11. Stern SH, Insall JN. Posterior stabilized prosthesis: results after follow-up of nine to twelve years. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74A:980-6.
12. Ashraf T, Beard DJ, Newman JH. Symmetrical vs. asymmetrical total knee replacement: a medium term comparative analysis. *Knee.* 2003;10:61-6.
13. Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM, Meding JB. Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1994;309:136-45.
14. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop.* 1989;248: 13-4. Versión actualizada 1993 disponible en: <http://www.kneesociety.org>
15. Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD. Patellar tilt and subluxation in total knee arthroplasty: relationship to pain, fixation and design. *Clin Orthop.* 1993;286:103-9.
16. Edwald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop.* 1989;248:9-12.
17. Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, et al. Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1999;366:155-63.
18. Rhoads DD, Noble PC, Reuben JD, Mahoney OM, Tullos HS. The effect of femoral component position on patellar tracking after total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1990; 260:43-51.
19. Rhoads DD, Noble PC, Reuben JD, Tullos HS. The effect of femoral component position on the kinematics of total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1993;286:122-9.
20. Yoshii I, Whiteside LA, Anouchi YS. The effect of patellar button placement and femoral component design on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1992;275: 211-9.
21. Chew JTH, Stewart NJ, Hanssen AD, Luo ZPL, Rand JA, An KN. Differences in patellar tracking and knee kinematics among three different total knee designs. *Clin Orthop.* 1997; 345:87-98.
22. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT. The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop.* 1993;287:170-7.

Conflicto de intereses: Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.