

Valoración clínico-radiológica de la articulación femoropatelar en prótesis que conservan los ligamentos cruzados

J. MARTÍN DE ANDRÉS*, J. M. CLOUTIER** y A. GIMÉNEZ RONDA*

*Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Marina Baixa. Villajoyosa y CE. Benidorm.

**Departament d'Ortopèdie. Hôpital Saint-Luc de Montreal. Quebec.

Resumen.—Se realizó un estudio retrospectivo en 104 pacientes con 116 prótesis tricompartmentales de rodilla que conservan los dos ligamentos cruzados. Se analizó la situación radiológica de la rótula, su relación con el implante protésico y los efectos de estos factores sobre la movilidad de la rodilla. Se realizaron proyecciones radiográficas AP, lateral y axial a 30° y se obtuvieron las siguientes variables: espesor residual rotuliano, posición del componente metálico respecto a la rótula, ángulo de Laurin, y grado de subluxación rotuliana. Se comparó la relación existente entre las diferentes variables, y éstas con respecto a los grados de flexión. Un 52,2% de las patelas presentaban una alineación central. Se obtuvo una relación significativa entre el ángulo de inclinación y el grado de subluxación patelar, sin embargo las variables a estudio no han presentado influencia en el grado de movilidad protésica, dentro de los rangos expuestos.

CLINICO-RADIOLOGICAL ASSESSMENT OF THE FEMOROPATELAR JOINT IN NON-CONSTRAINED KNEE PROSTHESIS

Summary.—A retrospective study was performed in 104 patients with 116 tricompartmental non-constrained knee prostheses. The radiological position of the patella, its relation with the prosthetic implant and the effect of these factors in the final range of movement of the knee were analyzed. AP, lateral and 30° axial radiological views were taken and the following variables were studied: residual patellar thickness, position of the metallic component with respect to the patella, Laurin's angle and subluxation of the patella. The relation between these findings and also respect to postoperative maximum flexion were investigated. Overall, 52% of the patella tracked centrally. A statistical significant relation between the inclination angle and the patellar subluxation degree was obtained. However, within the exposed ranges, the studied variables have not demonstrated influence in the prosthetic range of movement.

INTRODUCCIÓN

Los diseños de prótesis de rodilla son objeto de continua revisión. Se insiste en la importancia del implante de los componentes femoral y tibial en un rango neutro para no alterar la línea articular

Correspondencia:

Dr. J. MARTÍN DE ANDRÉS.
Apartado de Correos 129.
03550 San Juan. Alicante.

y conseguir una eficiente función del cuádriceps (1). Sin embargo, los problemas relacionados con la articulación femoropatelar siguen siendo vigentes, representando un 50% de las complicaciones de las Prótesis Totales de Rodilla (PTR) (2). La incidencia de dolor patelar en los primeros diseños de implantes tibiofemorales llevaron a la recomendación de sustituir la patela en todos los casos (1, 3); sin embargo, otros autores recomiendan la retención selectiva de la rótula al comprobar que la sustitución sistemática no evitaba los pro-

blemas femoropatellares de los diseños tricompartmentales (4). El estudio de la posición espacial de la rótula es dificultosa, como ponen de manifiesto los estudios radiológicos de la articulación femoropatellar en la rodilla normal (5-7).

En este trabajo se analiza la situación radiológica de la rótula, su relación con el componente metálico y los efectos de estos factores sobre la movilidad de rodilla, en pacientes con prótesis tricompartmentales que conservan los dos ligamentos cruzados.

PACIENTES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio retrospectivo de 116 prótesis, en 104 pacientes, 27 hombres y 89 mujeres, intervenidos en el Hospital St. Luc de Montreal (Canadá) y con un tiempo medio de seguimiento de 8 años (rango 7,9). Se utilizó la prótesis tricompartmental Hermes, que conserva los dos ligamentos cruzados. En todos los casos se colocó el implante patelar. Esta prótesis presenta un componente femoral de cóndilos divergentes en el plano anteroposterior con un radio de curvatura decreciente en el plano sagital, sobre un platillo tibial plano; el implante rotuliano, polietileno cónico aplicado a un componente metálico, se ancla a la superficie ósea mediante dos pivotes (8, 9). Todas las intervenciones fueron realizadas por el mismo cirujano, y el corte rotuliano fue realizado al principio de la intervención. Los pacientes fueron evaluados a las tres semanas de la intervención y posteriormente cada tres meses durante el primer año, a partir de entonces se realizó un seguimiento anual.

Estudio radiológico: Se realizaron proyecciones radiográficas AP, lateral y axial a 30° con una distancia

foco-placa de 1 metro (5). En las proyecciones lateral y axial se midieron las siguientes variables:

—Espesor residual rotuliano: medido en el punto medio del eje mayor de la rótula, tanto en la proyección axial como lateral (Fig. 1).

—Posición del componente metálico respecto a la rótula: según su posición con respecto al punto medio de la rótula, la situación del componente metálico se clasificó en: proximal, centrado y distal en la proyección lateral (Fig. 2). En la proyección axial, se consideró el implante medial, centrado o lateral respecto a la rótula aplicando las mismas consideraciones (Fig. 3).

—Ángulo de Laurin (5, 6): el formado entre la tangente a los bordes condilares y la tangente a la superficie patelar residual, medido en la proyección axial. Es un parámetro de evaluación del grado de inclinación de la patela sobre la vertiente condilar (Fig. 4). Los ángulos abiertos medialmente se consideraron valores positivos y los abiertos lateralmente negativos.

—Grado de subluxación rotuliana (7): es el desplazamiento medial o lateral de la rótula en relación al centro del canal troclear en la proyección axial. Se obtiene tras establecer como referencia el punto medio del eje mayor de la patela residual y medir el grado de coincidencia con el centro del canal troclear (Fig. 5). Se establecieron como negativos los desplazamientos mediales y positivos los laterales.

Debido a la imprecisión inherente a la medición se consideraron significativas longitudes superiores a los 2 mm y ángulos superiores a 4 grados.

Estudio estadístico: se comparó la relación existente entre las diferentes variables, y éstas con respecto a los grados de flexión. Para el análisis estadístico se utilizaron la prueba de correlación de Pearson para las variables paramétricas y el análisis de la varianza de Kruskal-Wallis para las no paramétricas.

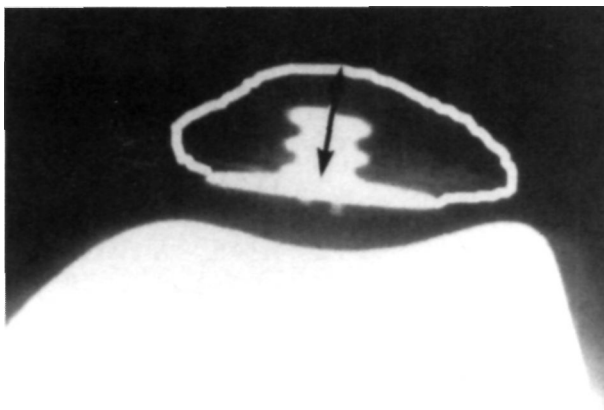


Figura 1. Espesor residual rotuliano.

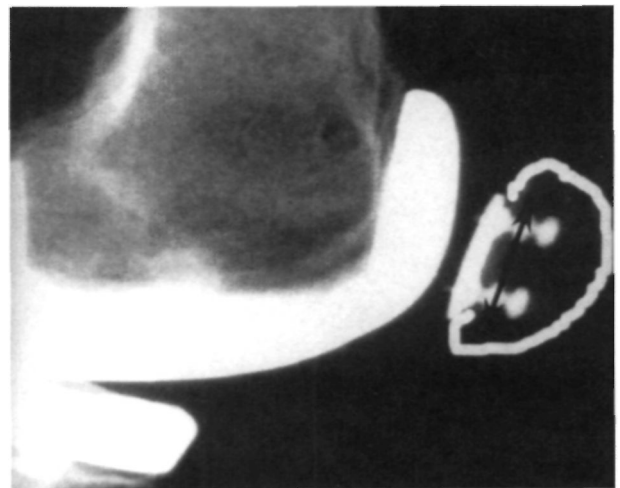


Figura 2. Posición del componente metálico respecto a la patela en la proyección lateral.

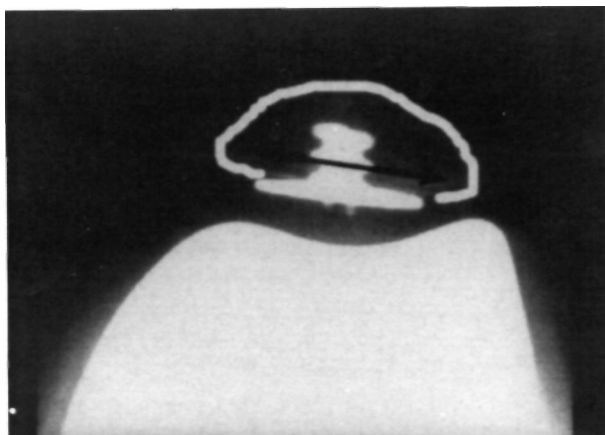


Figura 3. Posición del componente metálico respecto a la patela en la proyección axial.

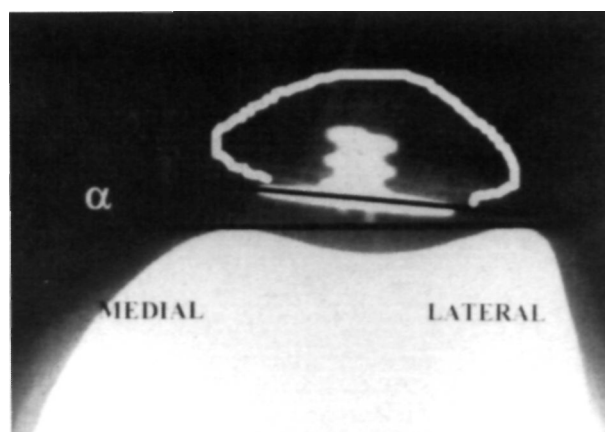


Figura 4. Ángulo de Laurin: inclinación de la patela sobre el canal troclear.

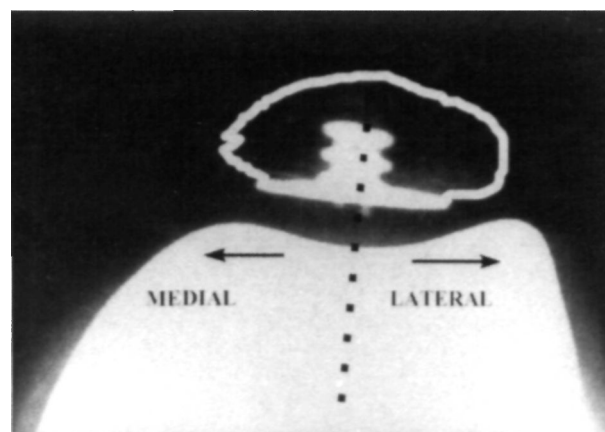


Figura 5. Grado de subluxación: desplazamiento rotuliano respecto al centro del canal troclear.

RESULTADOS

En las 116 artroplastias la flexión media fue de $106,9^\circ \pm 2^\circ$ grados (rango 60", 135"). El espesor medio de la patela residual fue de $14,4 \pm 2,6$ mm

(rango 10, 20), en la proyección axial, y de $13,8 \pm 2,4$ mm (rango 9, 21) en la lateral.

Respecto a la posición del componente metálico en la proyección lateral, en 89 casos estaban centrados (77%), 26 proximales (22%) y un caso de implante distal (1%). En la proyección axial 102 componentes estaban centrados (88%), 13 mediales (11%) y uno lateral (1%).

El ángulo de Laurin estaba abierto medialmente en 36 casos (31%), lateralmente en 18 (16%) y en 62 (53%) prótesis no existía angulación relevante. Los grados de inclinación oscilaron en un rango de -10° a $+15^\circ$ (tabla 1).

Se objetivó subluxación lateral en 15 casos (13%), medial en 13 (11%), y 88 (76%) patelas no presentaban desplazamiento axial. La subluxación media fue de $0,05 \pm 1,9$ mm, con un desplazamiento medial máximo de 6 mm, siendo de 8 mm el máximo desplazamiento lateral.

En el estudio estadístico que analizaba la influencia de estas variables (espesor medio rotuliano, posición del componente metálico, ángulo de inclinación patelar, y grado de subluxación rotuliana) sobre la movilidad de rodilla, expresada en grados de flexión, no se hallaron datos significativos. Se obtuvo una relación significativa entre el ángulo de inclinación y el grado de subluxación con unos límites de confianza al 95% de 0,75 y 0,56.

DISCUSIÓN

La causa más frecuente de reintervención tras PTR es la debida a los problemas femoropatetares (1, 2, 5, 10). Las complicaciones incluyen subluxación o luxación patelar, gonalgia anterior y rotura del tendón cuadricepsal (2). Si se realiza recambio patelar también se pueden sumar a

Tabla I: Distribución de los casos dependiendo del ángulo de Laurin. Se consideraron significativos ángulos superiores a 3°

Grados	Medial	Neutro	Lateral
$< 4^\circ$		62	
$4^\circ-8^\circ$	19		11
$9^\circ-12^\circ$	12		7
$\geq 13^\circ$	5		0
N.º casos	36	62	18

este capítulo el desgaste del polietileno, fracturas, disociación de los componentes y aflojamiento del implante. Los factores que influyen en el resultado comprenden la situación de partes blandas, la calidad ósea, vascularización, localización de la línea articular, posición patelar y diseño protésico. Así pues, el recambio patelar sigue siendo controvertido (1, 2).

La evaluación radiológica de la posición patelar tras PTR es de difícil cuantificación (1, 6). A pesar de utilizar técnicas estándar, la relación femoropatelar se puede ver alterada por variaciones en la posición de la rodilla. Así pues la rotación femoral y el grado de flexión de rodilla modifican la posición patelar (3).

Bindelglass y cols. han mostrado en sus series un 55,3% de casos en los que existía algún grado de inclinación o subluxación patelar tras PTR (5). No obstante, los resultados clínicos no fueron influenciados por esta condición. En el presente estudio, un 52,2% de las patelas tenían una alineación central. No existió correlación entre este parámetro y el arco de flexión, es decir, las PTR que presentaban patelas con algún grado de angulación o subluxación axial no tenían menor movilidad. Sin embargo, algunos autores señalan que en estos casos de angulación y/o sublu-

xación patelar existe un mayor riesgo de desgaste del polietileno (11).

La patela normal tiene un espesor medio de 2,5 cm (2). El grosor del componente patelar en los diferentes sistemas protésicos varía entre 6 a 10 mm (2). Por ello es preciso un adecuado corte patelar para evitar un exceso o defecto óseo residual que pueda afectar la dinámica protésica (12, 13). En la serie estudiada, el espesor residual, en los rangos expuestos, no ha tenido influencia sobre la movilidad, en consonancia con otros autores (5).

En este trabajo la angulación patelar sobre la garganta condílea y el grado de subluxación están asociados de manera significativa. Este hecho implica que conforme se angula la patela sobre la vertiente troclear, se produce un desplazamiento lateral o medial concomitante de la misma. No se han encontrado referencias a esta observación en la bibliografía consultada.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren expresar su agradecimiento al doctor J. F. Martínez López por su inestimable colaboración en la preparación de este trabajo.

Bibliografía

1. Kewish PA, Varna AK, Greenwald AS. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty. A prospective study of patients with bilateral replacements. *J Bone Joint Surg* 1994;76-B:930-7.
2. Briard JL, Hungerford DS. Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989; Suppl 4:587-97.
3. Freeman MA, Samuelson KM, Elias SG, et al. The patellofemoral joint in total knee prostheses: design considerations. *J Arthroplasty* 1989; Suppl 4:569-74.
4. Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, et al. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. *Clin Orthop* 1988;236:128-34.
5. Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD. Patellar tilt and subluxation in total knee arthroplasty relationship to pain, and lesion. *Clin Orthop* 1993;286:103-9.
6. Laurin CA, Lewesque HP, Dussault R, Labelle H, Peides PJ. The abnormal lateral patellofemoral angle: A diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation. *J Bone Joint Surg* 1987;60-A:55-60.
7. Cameron HU, Fedorkon DM. The Patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1982;165:197-9.
8. Cloutier JM. The results of total knee arthroplasty with a non-constrained prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1983;65-A:906-19.
9. Andriacchi P, Galante JO, Fermier R. The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg* 1982;64-A: 1328-35.
10. Yoshi 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.
11. Reuben JD, McDonald CL, Woodard PL, Hennington LJ. Effect of patella thickness on patella strain following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1991;6:251-8.
12. Yoshi I, Whiteside LA, White SE, Milliano MT. Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position. *J Arthroplasty* 1991;6:169-77.
13. Reithmeier E, Plitz W. A Theoretical and numerical approach to optimal positioning of the patellar surface replacement in a total knee endoprosthesis. *J Biomech* 1990;23:883-92.