



ORIGINAL

Estudio de la malrotación del componente femoral como causa de dolor tras la implantación de una artroplastia total de rodilla

G. Grillo^a, X. Pelfort^{b,c,d}, M. Balaguer-Castro^e, J.R. Amillo^f, N. Carbó^{b,c,d}, J.M. Peñalver^{b,c,d} y C. Yela-Verdú^{b,c,d,*}

^a *Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma, Italia*

^b *Unidad de Cirugía de Rodilla, Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Parc Taulí, Sabadell, Barcelona, España*

^c *Insitut d'Investigació i Innovació I3PT, Hospital Universitario Parc Taulí, Sabadell, Barcelona, España*

^d *Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España*

^e *Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Clínic, Barcelona, España*

^f *Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital de Viladecans, Viladecans, Barcelona, España*

Recibido el 15 de febrero de 2023; aceptado el 20 de febrero de 2023

Disponible en Internet el 2 de marzo de 2023

PALABRAS CLAVE

Prótesis de rodilla dolorosa;
 Rotación del componente femoral;
 Malrotación;
 Dolor;
 Artroplastia

Resumen

Introducción: La artroplastia total de rodilla (ATR) ha demostrado ser un procedimiento exitoso y coste-efectivo en cuanto a la mejoría del dolor en pacientes con artrosis de rodilla sintomática. Sin embargo, en torno a un 20% de pacientes no están satisfechos con el resultado de la intervención.

Material y métodos: Realizamos un estudio transversal de casos y controles, unicéntrico con casos hospitalarios, obtenidos mediante la revisión de historias clínicas. Se seleccionaron 160 pacientes portadores de ATR con un seguimiento mínimo de un año. Se registraron variables demográficas, escalas funcionales (WOMAC y EVA) y la rotación del componente femoral mediante análisis de imágenes obtenidas por TC.

Resultados: La muestra final estuvo compuesta por 133 pacientes divididos en grupo control, formado por 70 pacientes con una edad media de 69,59 años (23 hombres y 47 mujeres), y grupo dolor, formado por 63 pacientes con una edad media 69,48 años (13 hombres y 50 mujeres). No encontramos diferencias en cuanto al análisis de la rotación del componente femoral. Tampoco hubo diferencias significativas al aplicar una estratificación por sexo. El análisis de la malrotación del componente femoral, definiendo unos límites de valor de rotación considerados como extremos, no mostró diferencias significativas en ninguno de los casos.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: cpyela@tauli.cat (C. Yela-Verdú).

Conclusiones: Los resultados del estudio confirman que la malrotación del componente femoral no tuvo influencia sobre la presencia de dolor a un mínimo de un año de seguimiento tras la implantación de una ATR.

© 2023 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Painful total knee arthroplasty;
Femoral component rotation;
Malrotation;
Pain;
Arthroplasty

Study of femoral component malrotation as a cause of pain after total knee arthroplasty

Abstract

Introduction: The total knee arthroplasty (TKA) has been shown to be a successful and cost-benefit procedure in terms of pain improvement in patient with symptomatic knee osteoarthritis. However, almost a 20% of the patients are not satisfied with the result of the surgery.

Material and method: We have carried out a transversal unicentric cases controls study with clinical cases of the own hospital, obtained by a clinical records revision. A total of 160 patients with a TKA with at least 1 year of follow-up were selected. Demographic variables, functional scales (WOMAC and VAS) and rotation of the femoral component through the analysis of the images obtained by CT scan were collected.

Results: The total was 133 patients that was divided in two groups. A control group and pain group. The control group was made up of 70 patients with a mean age of 69.59 years (23 men and 47 women) and the pain group was made up of 63 patients with a mean age of 69.48 years (13 men and 50 women). We did not found difference regarding the analysis of the rotation of the femoral component. In addition, we were not found significant differences when applying a stratification by sex. The analysis of the malrotation of the femoral component, previously defining limits of value rotation considered as extreme, in any of the case did not show significant differences.

Conclusion: The results of the study confirm that malrotation of the femoral component had no influence on the presence of pain at a minimum of one year of follow-up after TKA implantation.

© 2023 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La artroplastia total de rodilla (ATR) constituye un gran avance en el tratamiento del dolor articular de rodilla crónico refractario debido a los beneficios significativos en términos de calidad de vida y de mejora de la funcionalidad. La artrosis primaria de rodilla es el diagnóstico más frecuente asociado a la implantación de una ATR. Otras causas son la artritis reumatoide, la artrosis postraumática y, menos frecuentemente, las displasias y los tumores, entre otras.

La ATR es el procedimiento de elección en pacientes con dolores crónicos en los que ha fracasado el tratamiento conservador¹. Durante el año 2009 se implantaron alrededor de 662.000 ATR, y se ha estimado un incremento exponencial del 855% del 2012 al 2030².

Alrededor del 20% de los pacientes no están satisfechos con el resultado de la intervención debido a la presencia de dolor. Este porcentaje de pacientes insatisfechos se mantiene constante a pesar de la evolución de los implantes^{3,4}. Las causas de dolor son múltiples. Sin embargo, una vez descartadas las causas conocidas que podrían originarlo, nos encontramos ante un porcentaje no despreciable de pacientes con dolor de origen desconocido, que representan del 7% al 11,5% de las revisiones de ATR^{2,5}.

Múltiples autores han estudiado la influencia del posicionamiento rotacional de los componentes protésicos como causa del dolor anterior de rodilla. En varias publicaciones se ha demostrado que la rotación interna excesiva del componente femoral y/o tibial tenía influencia sobre la estabilidad de la ATR, sobre el recorrido patelar y, en definitiva, sobre el dolor y el fracaso de la ATR⁶⁻⁸. El exceso de rotación externa del componente femoral también se ha relacionado con mal resultado de la ATR debido a la presencia de una inestabilidad en flexión.

Por dicho motivo, estudiamos la influencia de la rotación del componente femoral en la etiología del dolor tras ATR.

La hipótesis de nuestro estudio es que la malrotación del componente femoral favorece la presencia de dolor tras la implantación de una ATR.

Material y métodos

Se realizó un estudio transversal de casos y controles unicéntrico a partir de la selección de pacientes portadores de ATR implantadas con un seguimiento mínimo de un año. En función de la presencia o ausencia de dolor, según unos criterios preestablecidos, el paciente pasó a formar parte del grupo dolor o del grupo control.

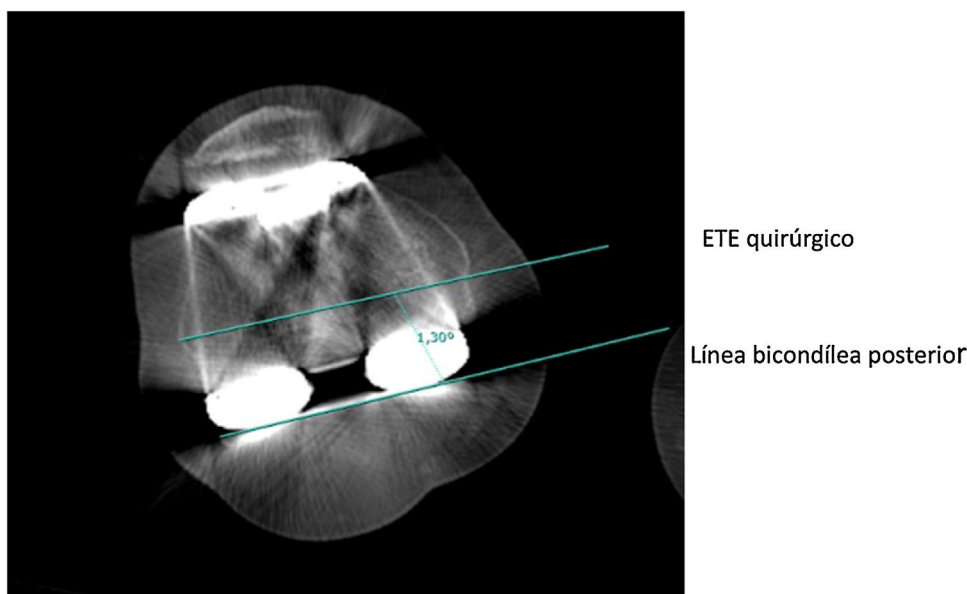


Figura 1 Medición de la rotación del componente femoral.

Los criterios de inclusión al grupo dolor fueron: dolor según escala visual analógica (EVA) mayor de 3, puntuación en el *Score Modified Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC)⁹ inferior a 70, habiendo sido intervenidos mediante la implantación de una ATR por artrosis femorotibial.

Los criterios de inclusión para el grupo control fueron EVA menor o igual a 3, puntuación en el WOMAC⁹ superior a 70 y haber sido intervenidos mediante la implantación de una ATR por artrosis femorotibial.

Se definieron como criterios de exclusión las complicaciones postoperatorias tempranas que supusieron necesidad de reintervención, el inicio del dolor de forma repentina estando asintomático tras la implantación de la ATR, la existencia de una sospecha clínica y/o radiológica de infección, el aflojamiento aséptico, la inestabilidad protésica, la fractura o complicaciones patelares (necrosis, fractura, aflojamiento).

Se recogieron las variables demográficas y radiológicas (estudio con radiografía simple y una TAC siguiendo el protocolo establecido conjuntamente con el servicio de radiodiagnóstico) para cada paciente.

La medición de la rotación del componente femoral se realizó utilizando la técnica de descrita por Berger et al.¹⁰. El análisis de la rotación de los componentes protésicos mediante TAC fue llevado a cabo por dos radiólogos independientes. Para analizar la concordancia entre los resultados obtenidos por ambos radiólogos calculamos el coeficiente de correlación intraclase.

Rotación del componente femoral

La rotación del componente femoral se define como el ángulo entre el eje transepicondíleo (ETE) y el eje bicondíleo posterior. Para trazar los ejes se seleccionó una imagen axial del fémur distal donde estuviera representado el surco epicondíleo medial, si era visible, o bien el punto central

del epicóndilo medial y el epicóndilo lateral, y se trazó una línea entre estos dos puntos seleccionados (que corresponde al eje epicondíleo quirúrgico). Se trazó una segunda línea, entre la parte posterior de ambos cóndilos de la prótesis, la línea bicondílea posterior de la prótesis. El ángulo entre estas dos líneas corresponde a la rotación del componente femoral (fig. 1).

Para identificar si el componente femoral estaba en rotación interna o externa se utilizó:

- El ángulo condilar posterior medido en la TAC.
- El ángulo condilar posterior medio nativo específico de cada género. En hombres el ángulo condilar posterior medio es de 3,5° (con una desviación estándar [DE] de 1,2°) de rotación interna¹¹. Se consideró que el componente femoral estaba situado en rotación neutra cuando estaba rotado internamente 3,5° en hombres y 0,3° en mujeres con respecto al ETE quirúrgico.

Obtuvimos de esta forma dos valores para la rotación femoral:

- El valor medido sin aplicar ninguna corrección, que llamamos componente femoral (F).
- El valor corregido por género, que llamaremos componente femoral corregido (Fc).

Análisis estadístico

Las variables cuantitativas se describieron como media, DE y rango. Las variables cualitativas se describieron mediante frecuencias.

Las comparaciones entre variables cuantitativas se realizaron mediante test no paramétricos. Para las variables cualitativas se realizaron test de chi-cuadrado (χ^2).

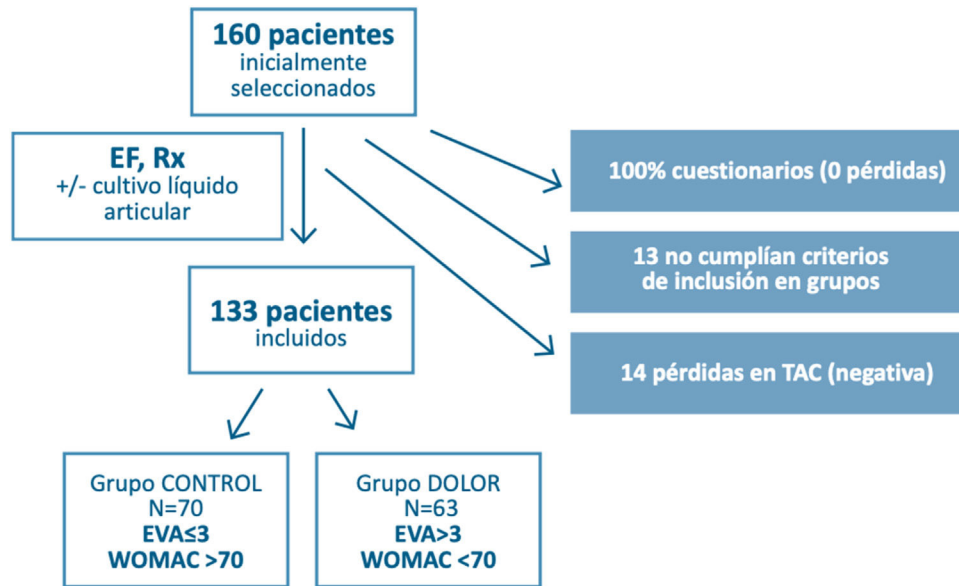


Figura 2 Diagrama de flujo tipo STROBE. EF: exploración física; EVA: escala visual analógica; Rx: radiografía; WOMAC: *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index*.

Se calcularon las odds ratio (OR) tanto para variables cualitativas como cuantitativas.

En las variables que consideramos como cualitativas se hicieron las siguientes consideraciones:

- Componente femoral: se fijó el 0 en los 0° de rotación.
- Componente femoral corregido (Fc): se fijó el 0 según el género. En hombres se fijó en 3,5° de rotación interna y en mujeres, en 0,3° de rotación interna.

Las demás variables fueron consideradas como cuantitativas, dado que eran el resultado de la suma o la resta de valores de rotación.

El coeficiente de correlación intraclassa (CCI) fue utilizado para analizar la concordancia interobservador para las medidas de la rotación de los componentes protésicos en la TAC.

Para definir la malrotación de los componentes protésicos se calcularon los percentiles 10 y 90 de las distintas variables de estudio del grupo control y se recogieron como valores extremos de rotación. Posteriormente se valoraron los pacientes que se situaban por debajo del P10 y por encima del P90 en ambos grupos.

Resultados

Se seleccionaron 160 pacientes portadores de ATR de la población de referencia del Hospital Universitario Parc Taulí de Sabadell. Todos ellos fueron evaluados por un cirujano de rodilla experto que valoró si cumplían los criterios de inclusión/exclusión, firmaron un consentimiento informado, rellenaron los cuestionarios (WOMAC y EVA), se les realizó la exploración física y fueron citados para la realización de una TAC. De los 160 pacientes seleccionados, 13 no cumplían con los criterios de inclusión tras cumplimentar los cuestionarios y 14 no realizaron la TAC, de los cuales 3 cumplían requisitos para el grupo dolor y 11 para el grupo control. Los

Tabla 1 Escala cualitativa según Landis y Koch

Valor	Grado de acuerdo
0	Pobre
0,01-0,20	Leve
0,21-0,40	Regular
0,41-0,60	Moderado
0,61-0,80	Casi perfecto

motivos de las pérdidas fueron la negativa a la realización de la prueba o el no acudir a la cita (fig. 2).

La muestra estuvo formada por 97 mujeres (72,9%) y 36 hombres (27,1%), con una edad media de 69,53 años (DE 4,47 [49-84]). Se incluyeron 68 rodillas izquierdas (51,1%) y 65 derechas (48,9%). Únicamente existieron diferencias significativas en las variables EVA ($p < 0,001$) y WOMAC ($p < 0,001$). Las demás variables no mostraron diferencias significativas.

Para la valoración de la concordancia interobservador se calculó el CCI, cuyo objetivo es determinar el grado de concordancia de las observaciones por diferentes observadores. En este estudio, la concordancia era una medida de consistencia, dado que no realizábamos una comparación con un estándar de oro¹².

El grado de acuerdo se mide mediante la escala de Landis y Koch, que clasifica los resultados de la manera en que se muestra en la tabla 1¹³.

Los resultados del CCI fueron los siguientes: tanto para la rotación femoral como para la rotación femoral corregida (Fc), el CCI fue de 0,801, con un límite superior de 0,728 e inferior de 0,855, alcanzando un grado de acuerdo sustancial y, por lo tanto, una fuerte consistencia en la concordancia interobservador de las diferentes mediciones.

En las figuras 3 y 4 se observa la representación gráfica de las medidas de concordancia interobservador para el componente femoral y el componente femoral corregido por género (Fc).

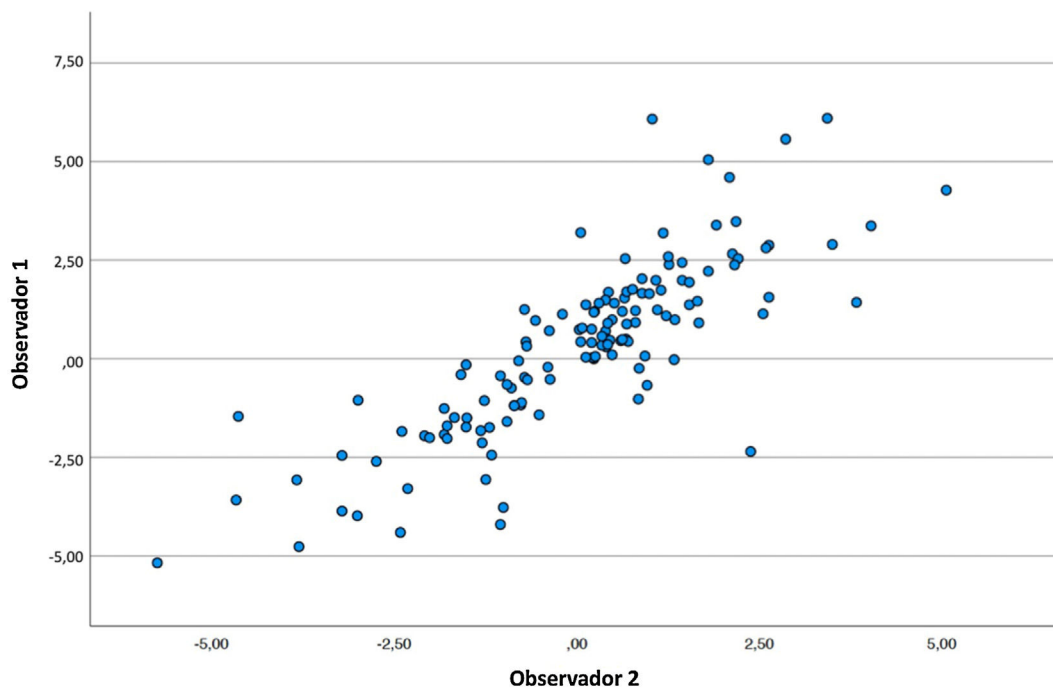


Figura 3 Medidas de concordancia interobservador para el componente femoral no corregido.

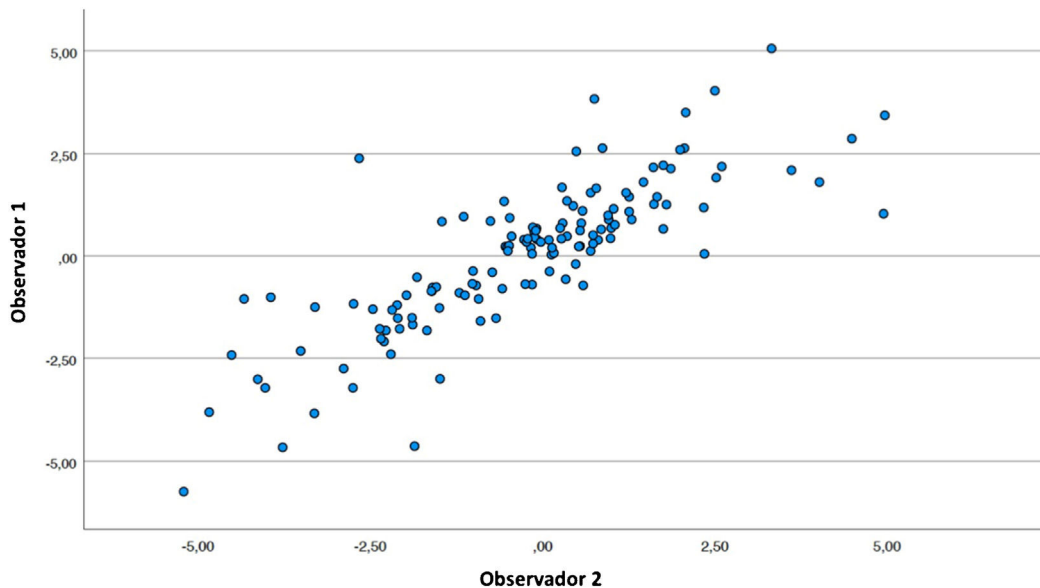


Figura 4 Medidas de concordancia interobservador para el componente femoral corregido por género.

La [tabla 2](#) muestra los resultados del análisis de la rotación de los componentes protésicos.

Podemos destacar una tendencia a la rotación interna del componente femoral sin diferencias significativas entre grupos ($p=0,567$), así como una tendencia a la rotación externa del componente femoral corregido sin diferencias entre grupos ($p=0,289$). En ambos casos existió una mayor tendencia a la rotación externa en el grupo dolor.

Los valores de OR encontrados para cada una de las variables mostraron que no existía relación entre la rotación de los diferentes componentes y la presencia de dolor.

El análisis de la muestra por grupos evidenció un 63,2% de componentes femorales en rotación interna y un 36,8% en rotación externa, siendo la tendencia a la rotación interna en ambos grupos, sin diferencias significativas ($p=0,519$).

En cuanto a los componentes femorales corregidos por género, el 54,9% se situaban en rotación externa, representando un 60,3% en el grupo dolor, sin observarse diferencias significativas entre grupos ($p=0,233$).

Se analizaron los resultados en función del sexo, con los resultados que se exponen en la [tabla 3](#).

Tabla 2 Rotación de los componentes

	Grupo Control	Grupo Dolor	Diferencias (°)	p	OR (IC)
Comp. femoral	0,28° (1,97) [-5,46° a 4,76°]	0,09° (1,80) [-3,54° a 4,67°]	0,19	0,567	0,793 (0,391-1,606)
Comp. femoral corregido (Fc)	-0,76° (2,64) [-8,96° a 3,92°]	-1,23° (2,47) [-6,95° a 4,37°]	0,47	0,289	0,658 (0,330-1,310)

Media (DE) [rango].

Tabla 3 Rotación del componente femoral en función del sexo

Sexo	Componente	Rotación	Grupo control	Grupo dolor	p
Hombre	Comp. femoral	RI	15 (65,2%)	6 (46,2%)	0,265
		RE	8 (34,8%)	7 (53,8%)	
	Comp. femoral corregido (Fc)	RI	11 (47,8%)	3 (23,1%)	0,143
		RE	12 (52,2%)	10 (76,9%)	
Mujer	Comp. femoral	RI	31 (66%)	32 (64%)	0,840
		RE	16 (34%)	18 (36%)	
	Comp. femoral corregido (Fc)	RI	24 (51,1%)	22 (44%)	0,486
		RE	23 (48,9%)	28 (56%)	

RE: rotación externa; RI: rotación interna.

El grupo dolor estaba formado por 13 hombres y 50 mujeres. El grupo control estaba formado por 23 hombres y 47 mujeres.

En cuanto a los hombres, para el componente femoral, el 58,3% de los componentes estaban en rotación interna y el 41,7% en rotación externa. No se encontraron diferencias significativas entre grupos ($p=0,265$). Para el componente femoral corregido por género, el 38,9% de los componentes estaban en rotación interna y el 61,1% en rotación externa, sin encontrar diferencias significativas entre grupos ($p=0,143$).

En cuanto a las mujeres, para el componente femoral, el 64,9% de los componentes estaban en rotación interna y el 35,1% en rotación externa. No se encontraron diferencias significativas entre grupos ($p=0,840$). Para el componente femoral corregido por género, el 47,4% de los componentes estaban en rotación interna y el 52,6% en rotación externa, sin encontrar diferencias significativas entre grupos ($p=0,486$).

Malrotación del componente femoral

Para el análisis de la malrotación del componente femoral se definieron los límites de valor de rotación que se considerarían como extremos, calculados a partir de los percentiles 10 y 90 para cada variable del grupo control. Se utilizaron estos valores para definir un exceso de rotación interna y externa en ambos grupos.

Definimos como exceso de rotación externa (P10) valores de rotación superiores a:

- Para el componente femoral: 2,11°.
- Para el componente Fc por género: 5,01°.

Definimos como exceso de rotación interna (P90) valores de rotación superiores a:

- Para el componente femoral: 2,65°.
- Para el componente Fc por género: 2,29°.

Los resultados se exponen en la [tabla 4](#). No se observaron diferencias significativas en ningún caso. Para la rotación del componente femoral y del componente femoral corregido por sexo (Fc) no se observaron diferencias significativas. Hubo más pacientes en el grupo control del componente Fc con exceso de rotación externa, sin ser la diferencia estadísticamente significativa ($p=0,253$).

Discusión

La rotación de los componentes protésicos ha sido estudiada como causa de fracaso de las ATR sin llegar a un consenso en cuanto al grado de implicación en la patogénesis del dolor. Para varios autores la rotación interna de los componentes se ha asociado con peores resultados funcionales, dolor y, finalmente, fracaso de la ATR^{6,14,15}. Otros autores, como Becker et al.^{16,17}, no han encontrado correlación entre la rotación del componente femoral y los resultados clínicos.

En el estudio de correlación interobservador realizado para valorar el nivel de consistencia del estudio obtuvimos un grado de acuerdo sustancial (CCI: 0,801) en las mediciones femorales según la escala de Landis y Koch¹⁸. Konigsberg et al.¹⁹ obtuvieron con el mismo protocolo de medición una variabilidad interobservador regular para el fémur (0,39). Hirschman et al.²⁰ encontraron unos resultados moderadamente fiables para la medida de la rotación del componente femoral en TAC-2D (CCI: 0,29) comparados con los

Tabla 4 Componentes femorales con exceso de rotación en ambos grupos

	Grupo control n = 70	Grupo dolor n = 63	p
<i>Rotación Fem</i>			
Exceso de > 2,11° RE	7 (10,0%)	8 (46,2%)	0,623
Exceso de > 2,65° RI	6 (8,6%)	5 (7,9%)	0,894
<i>Rotación Fem C (Fc)</i>			
Exceso de > 5,01° RE	7 (10,0%)	3 (4,8%)	0,253
Exceso de > 2,29° RI	7 (10,0%)	5 (7,9%)	0,678

RE: rotación externa; RI: rotación interna.

resultados obtenidos con el TAC-3D (CCI: 0,91), recomendando su uso para disminuir la variabilidad en las medidas.

A pesar de que estudios posteriores, como los de Yoshioka et al.²¹ o de Griffin et al.^{22,23}, no hayan podido confirmar la existencia de una diferencia entre sexos en cuanto al valor del ángulo condilar posterior, decidimos analizar los resultados según los dos métodos de interpretación con el objetivo de valorar si existían diferencias entre ambos métodos en cuanto a la relación entre la rotación del componente femoral y el dolor. La aplicación de la corrección por género tuvo como consecuencia que un mayor número de hombres tenían el componente femoral en rotación externa (61,8%). En el sexo femenino, el valor de neutralidad no tuvo la misma influencia, al ser muy próximo a 0°.

En cuanto a la rotación del componente femoral, no encontramos relación entre su posicionamiento y la presencia de dolor, independientemente de tener en cuenta o no la corrección por género descrita por Berger. Nuestros resultados se asemejan a los de Becker et al.¹⁶, que no encontraron una correlación entre el posicionamiento del componente femoral y los resultados de la ATR. Únicamente pusieron de manifiesto peores resultados en la subcategoría «función física» del WOMAC y peores resultados relacionados con el aumento de rotación interna, pero sin repercusión clínica. Young et al.¹⁷ tampoco encontraron correlación entre dolor y rotación de los componentes protésicos. Varios estudios han demostrado que desviarse en exceso del ETE al colocar el componente femoral podía provocar diferentes complicaciones^{24,25}.

El exceso de rotación externa del componente femoral debe ser considerado como factor de mal pronóstico. En su estudio, Chen et al.²⁶ han demostrado que la malrotación tanto interna como externa del componente femoral podía tener un impacto en los picos de fuerza en ambos compartimentos: 5° de rotación interna podían causar un incremento del pico de presión femorotibial de 17% en el compartimento medial. A su vez, la rotación externa aumentaba el pico de presión por encima del 35% en el compartimento lateral y reducía la tensión femoropatelar²⁷. Según Verlinden et al.²⁸, la malrotación del componente femoral ha demostrado una alteración en el área de contacto y de presión de contacto a nivel FP: 5° de rotación interna o externa reducían el área de contacto más del 15% y aumentaban la presión por contacto FP un 20%. En nuestro estudio no valoramos las fuerzas de contacto en función del posicionamiento protésico.

El trabajo de Rienmüller et al.²⁹, con su estudio de entre 6° de rotación externa y 15° de rotación interna, puso de manifiesto una gran variabilidad natural en la rotación del componente femoral, con numerosos factores que determinan su correcto posicionamiento, sin observar diferencias en resultados objetivos y subjetivos.

Conclusión

Según los resultados de nuestro estudio, la malrotación del componente femoral no tendría influencia sobre la presencia de dolor a un mínimo de un año de seguimiento tras la implantación de una artroplastia total de rodilla. No encontramos diferencias significativas entre grupos ni en función del sexo. Tampoco encontramos diferencias significativas en pacientes con exceso de rotación interna o externa del componente femoral.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia III.

Financiación

El presente trabajo ha sido parcialmente financiado por la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) y por la Sociedad Española de Rodilla (SEROD).

Conflictos de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses respecto a este manuscrito.

Responsabilidades éticas

Se trata de un estudio sobre la influencia de la rotación del componente femoral en la etiología del dolor tras la implantación de una prótesis total de rodilla con un seguimiento mínimo de un año. Se informó a los pacientes sobre las implicaciones del estudio previamente a la obtención del consentimiento informado.

Se ha obtenido la autorización del comité de ética de nuestro hospital, con fecha de 22 de noviembre de 2018 y con referencia 2018/631.

Bibliografía

1. Singh JA. Epidemiology of knee and hip arthroplasty: A systematic review. *Open Orthop*. 2011;5:80–5, <http://dx.doi.org/10.2174/1874325001105010080>.
2. Inacio MCS, Paxton EW, Graves SE, Namba RS, Nemes S. Projected increase in total knee arthroplasty in the United States — an alternative projection model. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25:1797–803, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2017.07.022>.
3. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ, Orthopaedic C, Fellow R. The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data From The National Joint Registry for England and Wales. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:893–900, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.89B7.19091>.
4. Scott CEH, Howie CR, Macdonald D, Biant LC. Predicting dissatisfaction following total knee replacement. A prospective study of 1217 patients. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92:92–1253, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.92B9>.
5. Bonnin M, Deschamps G, Neyret P, Chambat P. [Revision in non-infected total knee arthroplasty: An analysis of 69 consecutive cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2000;86:694–706. PMID: 11104991.
6. Bell SW, Young P, Drury C, Smith J, Anthony I, Jones B, et al. Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. *Knee*. 2014;21:272–7, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2012.09.011>.
7. Nicoll D, Rowley DI. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92:1238–44, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.92B9.23516>.
8. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Nov;46–55, <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-200111000-00006>. PMID: 11716424.
9. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: A health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol*. 1988;15:1833–40. PMID: 3068365.
10. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;356:144–53, <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-199811000-00021>.
11. Berger RA, Crossett LS. Determining the rotation of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty: A computer tomography technique. *Oper Tech Orthop*. 1998;8:128–33, [http://dx.doi.org/10.1016/S1048-6666\(98\)80022-0](http://dx.doi.org/10.1016/S1048-6666(98)80022-0).
12. Mandeville P. El coeficiente de correlación intraclase. *Cienc Uanl*. 2005;8:414–6.
13. Kramer MS, Feinstein AR. Clinical biostatistics. LIV. The biostatistics of concordance. *Clin Pharmacol Ther*. 1981;29:111–23, <http://dx.doi.org/10.1038/clpt.1981.18>.
14. Nicoll D, Rowley DI. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92:1238–44, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.92B9.23516>.
15. Bhattee G, Moonot P, Govindaswamy R, Pope A, Fiddian N, Harvey A. Does malrotation of components correlate with patient dissatisfaction following secondary patellar resurfacing? *Knee*. 2014;21:247–51, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2012.12.006>.
16. Becker R, Bäker K, Hommel H, Bernard M, Kopf S. No correlation between rotation of femoral components in the transverse plane and clinical outcome after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019;27:1456–62, <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-018-4981-8>.
17. Young S, Roberts C, Bauman A, Sperlak C, Spangehl M, Clarke H. Unexplained pain following total knee arthroplasty — Is rotational malalignment the problem? *Orthop J Sports Med*. 2016;4 7 suppl 5, <http://dx.doi.org/10.1177/2325967116s00089>.
18. Kramer MS, Feinstein AR. Clinical biostatistics: LIV. The biostatistics of concordance. *Clin Pharmacol Ther*. [Internet]. 1981 Jan;29:111–23. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1038/clpt.1981.18>.
19. Konigsberg B, Hess R, Hartman C, Smith L, Garvin KL. Inter- and intraobserver reliability of two-dimensional CT scan for total knee arthroplasty component malrotation knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472:212–7, <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-013-3111-7>.
20. Hirschmann MT, Konala P, Amsler F, Iranpour F, Friedrich NF, Cobb JP. The position and orientation of total knee replacement components: A comparison of conventional radiographs, transverse 2D-CT slices and 3D-CT reconstruction. *J Bone Joint Surg Br*. 2011;93:629–629, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.93B5.25893>.
21. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69:873–80. PMID: 3597501.
22. Behrend H, Giesinger K, Giesinger JM, Kuster MS. The “forgotten joint” as the ultimate goal in joint arthroplasty. Validation of a new patient-reported outcome measure. *J Arthroplasty*. 2012;27:430–6.e1, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2011.06.035>.
23. Griffin FM, Math K, Scuderi GR, Insall JN, Poilvache PL. Anatomy of the epicondyles of the distal femur. *J Arthroplasty*. 2000;15:354–9, [http://dx.doi.org/10.1016/S0883-5403\(00\)90739-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0883-5403(00)90739-3).
24. Boldt JG, Stiehl JB, Hodler J, Zanetti M, Munzinger U. Femoral component rotation and arthrofibrosis following mobile-bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2006;30:420–5, <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-006-0085-z>.
25. Boldt JG, Stiehl JB, Munzinger U, Beverland D, Keblish PA. Femoral component rotation in mobile-bearing total knee arthroplasty. *Knee*. 2006;13:284–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2006.01.007>.
26. Chen Z, Wang L, Liu Y, He J, Lian Q, Li D, et al. Effect of component mal-rotation on knee loading in total knee arthroplasty using multi-body dynamics modeling under a simulated walking gait. *J Orthop Res*. 2015;33:1287–96, <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22908>.
27. Terashima T, Onodera T, Sawaguchi N, Kasahara Y, Majima T. External rotation of the femoral component decreases patellofemoral contact stress in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23:3266–72, <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3103-5>.
28. Verlinden C, Uvin P, Labey L, Luyckx JP, Bellemans J, Vandenuecker H. The influence of malrotation of the femoral component in total knee replacement on the mechanics of patellofemoral contact during gait: An in vitro biomechanical study. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92:737–42, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.92B5.22603>.
29. Rienmüller A, Guggi T, Gruber G, Preiss S, Drobny T. The effect of femoral component rotation on the five-year outcome of cemented mobile bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2012;36:2067–72, <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-012-1628-0>.