

# Resultados preliminares de la prótesis total de rodilla Performance. Inserto tibial fijo versus rotatorio

## Mobile versus fixed bearing total knee arthroplasty. Preliminary results using the Performance implant

D. SALA CUARTERO, R. LOPEZ LOZANO, F. ARGÜELLES LINARES, F. GOMAR SANCHO

SERVICIO DE COT. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA. DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA. FACULTAD DE MEDICINA. UNIVERSIDAD DE VALENCIA.

**Resumen.** Se intervino un grupo homogéneo de 100 pacientes mediante prótesis total de rodilla colocándose aleatoriamente a 50 un inserto tibial fijo y a 50 un inserto móvil. Todos los pacientes siguieron el mismo protocolo posquirúrgico de rehabilitación y seguimiento. Al año de evolución la movilidad media fue de 105° sin observarse diferencias significativas entre los grupos. No se observaron diferencias significativas en el resultado subjetivo medido mediante la encuesta de Oxford entre los dos tipos de inserto. No hubo casos de infección ni inestabilidad, en dos casos hubo limitación de la movilidad siendo necesario en uno manipularlo bajo anestesia y en otro (artrofibrosis) fue necesario realizar un recambio a prótesis en bisagra. No hubo signos radiográficos de aflojamiento protésico. En conclusión, la artroplastia total de rodilla con patillo tibial rotatorio ofrece a corto plazo tan buenos resultados clínicos como la que lleva patillo fijo. Estudios a largo plazo desvelarán las ventajas en términos de supervivencia del patillo rotatorio.

**Summary.** One hundred total knee arthroplasties were implanted comparing fixed versus mobile bearing tibial insert. Patients were randomly assigned to one of both groups, the same postoperative and follow-up protocol were followed in all cases. At one-year of follow-up mean flexion was 105° and no differences were detected between both types of tibial insert. There were no differences regarding subjective outcome assessed by the Oxford questionnaire. There were no cases of infection or instability, two patients had motion limitation, one of them required mobilization under anesthesia and the other arthroplasty was reviewed to a rotating hinge. There were no radiographic signs of loosening. In conclusion, early results of total knee arthroplasty using mobile bearing offer the same good results as fixed bearing, with no increase of complications. Long-term studies are required to disclose the advantages of mobile bearing inserts.

**Introducción.** Durante las últimas tres décadas, la artroplastia total de rodilla (ATR) ha sido el tratamiento de elección para la artrosis avanzada y limitante de rodilla. El éxito de dicha técnica depende de diversos factores, que determinan la eficacia con que el diseño del implante se adapta a las estructuras óseas y partes blandas articulares para lograr una buena estabilidad, movilidad y presión de contacto entre los componentes. Los diseños con inserto

tibial móvil ofrecen dos grandes ventajas; por una parte permiten una mayor congruencia entre el inserto y el componente femoral, lo cual disminuye las fuerzas de contacto entre dichos componentes y, por otra parte, permite una movilidad entre el inserto y la bandeja tibial que disminuye la transmisión de fuerzas a la interfase entre la prótesis y el hueso.

Los nuevos diseños de ATR, con materiales más resistentes y mejor adaptados a la

**Correspondencia:**  
Diego Sala Cuartero  
Servicio de COT  
Hospital Clínico de Valencia.  
Avda. Blasco Ibáñez 17  
46010 Valencia  
e-mail: sala\_die@gva.es

anatomía humana, ofrecen un resultado clínico y durabilidad excelentes. Aunque existe todavía debate con respecto a la superioridad del diseño postero-estabilizado con respecto al que conserva el ligamento cruzado posterior, el índice de supervivencia con los diseños que tienen inserto tibial fijo oscilan entre el 95% y el 97% a los 10 y 15 años (1). Debido a ello son muchos los cirujanos que contemplan con reservas el uso de ATR con inserto tibial móvil. Mas aún cuando el concepto de mayor movilidad entre los componentes protésicos lleva implícito el riesgo de inestabilidad, con peligro de luxación o subluxación del componente tibial. En efecto, la exactitud en el balance ligamentario y del hiato de resección es mas importante en las ATR con platillo móvil (2).

El objetivo del presente estudio es analizar los resultados clínicos iniciales de una ATR postero estabilizada comparando el inserto tibial fijo (PF) con el rotatorio (PR). La hipótesis de trabajo es que no hay diferencias significativas en cuanto a movilidad y grado de satisfacción por parte del paciente, entre la ATR con PF en comparación con el PR.

**Pacientes y Método.** El estudio consiste en una serie de 100 pacientes con indicación quirúrgica de prótesis total de rodilla desde enero de 2002 a diciembre de 2003. Los pacientes fueron intervenidos por dos de los autores, FGS y DSC. El grupo de estudio se subdividió en dos grupos según el tipo de inserto en PF o PR. Los criterios de inclusión en el estudio fueron: pacientes con indicación de ATR por gonartrosis o necrosis, con una deformidad articular de la rodilla menor de 20° en el plano antero-posterior y ausencia de inestabilidad articular. Se excluyeron los pacientes con enfermedades concomitantes severas y con dificultades para realizar el seguimiento quirúrgico.

Se intervinieron 80 mujeres y 20 varones, con media de edad de 71 (53-86) años. En 50 pacientes se colocó una ATR posteroestabilizada con inserto tibial fijo y en los restantes 50 el inserto tibial colocado fue giratorio. En todos los casos se cementaron

los tres componentes protésicos. La asignación de los pacientes al los grupos PF o PR se hizo de forma aleatoria. La indicación quirúrgica fue en 85 casos por gonartrosis con dolor incapacitante que no cedía con tratamiento analgésico y anti-inflamatorio, pérdida de movilidad sobre todo para la flexión y deformidad progresiva, generalmente en varo de la rodilla. En dos casos la indicación se hizo por degeneración articular debida a artritis reumatoide. En trece casos el diagnostico preoperatorio fue osteonecrosis. En relación a la historia previa de intervenciones quirúrgicas, 14 pacientes habían sido intervenidos mediante colocación de una ATR contralateral. En cuanto a la rodilla intervenida, 9 pacientes habían sido intervenidos mediante meniscectomía artroscópica o abierta, 6 mediante osteotomía valguizante de tibia, uno mediante liberación de aleta rotuliana y uno mediante sinovectomía abierta. En cuanto a la edad, talla y peso como características del grupo, no hubo diferencias significativas entre los dos grupos PF o PR.

La ATR empleada (Performance, IQL-Biomet) consta de dos componentes tibial y femoral monobloque de aleación (Fig. 1). El componente rotuliano es un botón simétrico. La técnica quirúrgica toma como referencia la cortical anterior del fémur. El corte tibial puede ser guiado tanto por una guía endomedular como por una extramedular. El platillo tibial es macizo, sin agujeros para tornillo ni adaptadores para componentes modulares. El inserto tibial fijo se acopla a la bandeja tibial por medio de dos ranuras y una pestaña que lo bloquean, y se añade un tornillo que ejerce compresión entre el inserto y la bandeja. El inserto tibial rotatorio se acopla a un punto de la bandeja tibial que permite movimiento rotatorio libre sin desplazamiento antero-posterior. Ambos insertos son posteroestabilizados. En todos los casos de nuestra serie, los tres componentes protésicos fueron cementados. Se emplearon insertos tibiales de diferentes grosores para lograr una buena estabilidad y balance en extensión y flexión; en el grupo PF se colocaron 36 insertos de 10 mm, 6 de 12 mm

y 8 de 15 mm, y en el grupo PR se colocaron 41 insertos de 10 mm, 5 de 12 mm, 3 de 14 mm y uno de 16 mm.

Todos los pacientes siguieron el mismo protocolo de rehabilitación mediante fisioterapia, movilidad pasiva asistida y marcha asistida, permaneciendo 7 días ingresados en el hospital. Posteriormente realizaron rehabilitación ambulatoria. El seguimiento clínico se hizo mediante estudio radiográfico seriado y medición de la movilidad articular. El resultado clínico subjetivo según la percepción del paciente se obtuvo con el cuestionario Oxford de seguimiento clínico. En el estudio radiográfico, se midieron los siguientes ángulos: En la proyección antero-posterior el ángulo del componente femoral y el del componente tibial, así como el ángulo total varo-valgo de la rodilla. En la proyección lateral se midió el ángulo de flexión del componente femoral y el de inclinación posterior del platillo tibial. Además, se estudiaron las radiografías para detectar líneas radiolúcidas. Los ángulos medidos aparecen en la tabla 1; en 76 casos el ángulo tibial estaba entre  $92^\circ$  y  $87^\circ$ , en 18 casos entre  $86^\circ$  y  $85^\circ$  y en 6 casos era de  $84^\circ$ . No hubo diferencias en los ángulos medidos comparando los grupos PF y PR ( $p > 0,05$ ).

Las variables estudiadas fueron el tipo de inserto tibial (fijo o rotatorio), el resultado del cuestionario Oxford en diferentes momentos de evolución y movilidad de la rodilla. Se empleó la *t* de student para comparaciones de dos grupos y el análisis de la varianza para encontrar diferencias entre más de dos grupos. El nivel de significancia se fijó en una  $p < 0,05$ .

**Resultados.** A los seis meses de evolución la flexión media del grupo PF era de  $106^\circ + 15^\circ$  y la del grupo PR era de  $106^\circ + 12^\circ$ . Al año de evolución la movilidad de ambos grupos seguía en torno a  $105^\circ + 10^\circ$  sin que se evidenciaran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. En dos casos se detectó un déficit de movilidad que requirió movilización bajo



Figura 1. Imagen de los componentes de la prótesis Performance postero-estabilizada.

**Tabla 1**

Colocación de los componentes protésicos según los ángulos medidos en las proyecciones antero-posterior y lateral.

|   |                         |
|---|-------------------------|
| Angulo femoral antero-posterior (media $\pm$ desviación estándar) | $96^\circ \pm 2^\circ$  |
| Angulo tibial antero-posterior                                    | $88^\circ \pm 2^\circ$  |
| Angulo total varo-valgo   | $183^\circ \pm 4^\circ$ |
| Angulo de flexión del componente femoral                          | $4^\circ \pm 3^\circ$   |
| Angulo de inclinación posterior del componente tibial             | $1^\circ \pm 2^\circ$   |

anestesia para ganar la extensión completa y flexión mayor de  $90^\circ$ . En un caso se produjo una artrofibrosis con dolor y limitación de la movilidad que fue resuelto mediante reintervención y colocación de una ATR en bisagra rotatoria. Los resultados del cuestionario de Oxford se exponen en el gráfico 1, se observaron diferencias estadísticamente significativas en el resultado entre los subgrupos preoperatorio y al año de evolución en ambos tipos de prótesis, sin observarse diferencias entre los grupos PF y PR. Con éstos datos se puede afirmar que existe una mejoría estadísticamente significativa en la valoración subjetiva del paciente al año de implantada la ATR, sin embargo dicha mejoría no es diferente entre los grupos PF y PR.

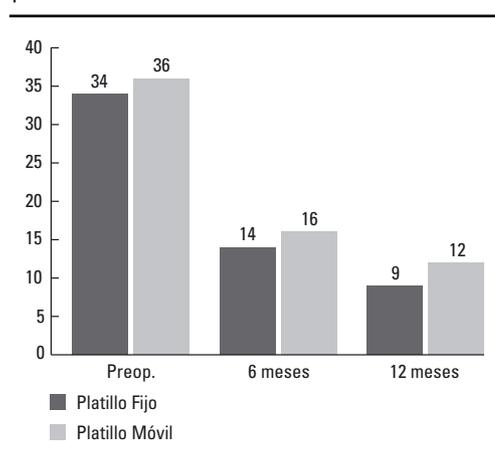
**Tabla 2**

Complicaciones de toda la serie

|   |   |
|---|---|
| Trombosis venosa profunda                           | 1 |
| Infarto de miocardio                                | 1 |
| Artrofibrosis                                       | 1 |
| Pérdida de extensión mayor de 5°                    | 1 |
| Pérdida de flexión                                  | 1 |
| Retraso en la cicatrización de la herida quirúrgica | 3 |

**Gráfico 1**

Puntuación del cuestionario de Oxford en distintos momentos de evolución para los grupos platillo fijo y platillo móvil.



En el estudio radiográfico se detectaron líneas radiolúcidas en cuatro casos (dos PF y dos PR), localizándose en el platillo tibial. Las complicaciones aparecen en la tabla 2. No hubo ningún caso de infección ni de inestabilidad.

**Discusión.** Los movimientos que se producen entre los componentes protésicos tienen una influencia directa en la funcionalidad y el desgaste (3). La finalidad de los distintos diseños es lograr un implante que se adapte perfectamente a la anatomía y función de la rodilla, con un mínimo desgaste de los componentes sujetos a rozamiento. Son varios los estudios que demuestran la durabilidad en la fijación de diversos diseños de ATR con platillo tibial fijo, sin embargo las causas más frecuentes de aflojamiento tardío siguen siendo el desgaste del polietileno y el aflojamiento del implante. En ese aspecto, el diseño de ATR con platillo giratorio tiene como objetivo permitir

una mayor congruencia entre dicho inserto tibial y el componente femoral trasladando parte del movimiento a la parte inferior del inserto, en su zona de contacto con el componente tibial (4). Con el aumento de superficie de contacto entre los componentes disminuye la concentración de fuerzas y por consiguiente la tendencia al desgaste. Por otra parte, la posibilidad de rotación del componente tibial permite que la prótesis se adapte a los movimientos rotatorios de la rodilla y por ello disminuya la concentración de fuerzas entre los componentes y el hueso, disminuyendo por ello la tendencia al aflojamiento (5).

Los resultados publicados desde que se comenzó a utilizar este tipo de implante son variables, al igual lo son los diseños y los principios cinemáticos en los que se basan. La prótesis “Low Contact Stress” (LCS), que es la primera prótesis total con platillos móviles y las más ampliamente utilizada desde su introducción en 1977, tuvo una supervivencia entre el 70% y el 80% a los 18 años (6), se trataba de un implante que conservaba ambos ligamentos cruzados con una congruencia parcial entre el componente femoral y el inserto. Se observó un 1,1% de casos de luxación del inserto tibial por inestabilidad. Desde entonces se han mejorado los diseños y estudios actuales demuestran una supervivencia de la prótesis mayor del 90% a los 10 años, en diseños con distinto grado de congruencia, con y sin conservación del ligamento cruzado posterior, cementadas y no cementadas (4-11). En dichos estudios se analizan factores importantes como la movilidad, alineación femoro-rotuliana y el equilibrio entre el hiato creado con los cortes tanto en extensión como en flexión.

Con respecto al hiato o “gap” creado con las osteotomías es conocido que debe ser igual en extensión y en flexión y, además, de forma rectangular y no trapezoidal, para lograr una buena estabilidad en todo el rango de flexión (10). Este principio fundamental es indispensable cuando se implanta una artroplastia con platillo móvil ya que dicha movilidad añade un factor de inesta-

bilidad potencial a la prótesis. En general el cirujano busca un hiato que le garantice la extensión completa de la rodilla, permitiendo por este motivo un aumento del hiato en flexión que aumenta la inestabilidad rotatoria del inserto móvil en flexión.

En el presente estudio se ha realizado un balance cuidadoso del hiato y no se ha observado en ningún caso signos de inestabilidad del inserto rotatorio, ya sea por desarticulación del inserto del poste tibial que lo sustenta o por rotación patológica en flexión. El diseño protésico empleado ha sido en todos los casos postero-estabilizado, con un poste central de 14 mm en el componente tibial que limita la traslación antero – posterior fundamentalmente en extensión. Por otra parte, la congruencia del componente femoral con el inserto en extensión es completa dando la máxima estabilidad entre el fémur y el inserto, para luego ir disminuyendo a medida que se flexiona la rodilla, por lo que en flexión aumenta el riesgo de complicaciones por inestabilidad. Esta disminución de la congruencia se produce porque el radio de curvatura de los cóndilos protésicos disminuye en su zona posterior para poder permitir la traslación hacia atrás del fémur en flexión. Por ello es importante asegurar una buena estabilidad en flexión de la rodilla, ya que es entre los 30 y 90 grados de flexión cuando hay mas riesgo de luxación del implante giratorio (12).

Otros autores han observado subluxaciones del componente tibial en flexión por incompetencia precoz o tardía del ligamento cruzado posterior en artroplastias que conservan dicho ligamento, por lo que aconsejan el diseño postero – estabilizado sobre todo en ciertas circunstancias como una deformidad en flexión, genu valgo y deformidades severas en varo (13). Buechel y cols obtuvieron una supervivencia del 90% entre 10 y 15 años con implantes postero – estabilizados e inserto móvil sin casos de migración o subluxación (7). Estudios realizados en cadáver valorando la estabilidad del inserto rotatorio concluyen que dichos com-

ponentes no cambian significativamente la estabilidad de la rodilla, incluso cuando el componente protésico tibial esta mal rotado y que cuando se trata de una ATR con inserto fijo, dicha mal rotación sí reduce la extensión máxima de la rodilla (14,15).

La movilidad global en el presente estudio de 106+12 grados de flexión sin que se detectaran diferencias significativas entre los grupos PF y PR. Solamente un caso requirió movilización bajo anestesia por limitación de la movilidad. En un estudio publicado por Aglieti y cols (5), sobre 45 ATR con inserto móvil, se observa una flexión media similar, de 110° (rango, 90-130 grados). La ATR con platillo móvil no aporta un incremento en la movilidad significativo con respecto a la que se coloca con platillo fijo, esto es lógico si se tiene en cuenta que el diseño es el mismo en ambos casos y sólo varía en la posibilidad de una mayor rotación de la rodilla en el tipo PR que, por otra parte, esta limitada por las estructuras ligamentosas. Lo que sí se ha descrito es una ventaja adicional del PR con respecto a la alineación, que se denomina efecto de auto – centrado (10) y consiste en que, gracias a la rotación de inserto, la propia prótesis se adapta a la alineación del aparato extensor de la rodilla permitiendo una mayor congruencia rotuliana y menor frecuencia de hiperpresión del alerón externo. Por otra parte, como se indica anteriormente, la posibilidad de movimiento por debajo del platillo tibial permite amortiguar las cargas que se producen en la parte superior del platillo que, a largo plazo, debe disminuir la incidencia de desgaste del polietileno y aflojamiento protésico.

En las mediciones radiográficas no se hallaron diferencias significativas en los ángulos medidos entre los dos grupos de estudio. Hasta el momento se ha observado una baja frecuencia de líneas radiolúcidas, localizadas siempre en el componente tibial de la prótesis. Ninguno de estos casos ha tenido repercusión clínica e incluso en un caso ha desaparecido la imagen radiográfica. Se podrían achacar a una alteración en las cargas mecánicas producidas por la colocación

en varo de los componentes tibiales o a defectos en la cementación.

El resultado clínico subjetivo medido mediante el cuestionario de Oxford mostró diferencias significativas entre las 6 semanas y el año de evolución indicando una clara mejoría del dolor y la actividad funcional. Sin embargo, no hay diferencias significativas entre los dos tipos de inserto tibial, lo cual refuerza el hecho de que ambos tipos de ATR ofrecen un buen resultado a corto pla-

zo siendo la diferencia esperada una mayor supervivencia del diseño rotatorio.

En conclusión, la ATR con inserto rotatorio ofrece, al menos, los buenos resultados obtenidos hasta el momento con el inserto fijo. Serán necesarios estudios a largo plazo para demostrar una mayor supervivencia del implante, así como estudios que muestren una mejor congruencia rotuliana gracias al efecto de auto - alineación del implante. ■■■■■

## Bibliografía

- Kim YH, Kook HK, Kim J-S.** Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 2001; 392:101-15.
- Vertullo CJ, Easley ME, Scott WN et al.** Mobile bearings in primary knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2001; 6:355-64.
- Banks S, Hodge WA.** Implant design affects knee arthroplasty kinematics during stair-stepping. *Clin Orthop* 2004; 426:187-93.
- Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS, et al.** Mobile-bearing knee replacement concepts and results. *J Bone Joint Surg* 2000; 82A:1020-41.
- Aglietti P, Insall JN, Francesco G et al.** Rodilla con meniscos móviles. En: *Técnicas en cirugía de la rodilla*. Harner CD, Vince KG, Fu FH (Eds). Barcelona: Marbán, 2002 pp. 221-30.
- Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Papas MJ et al.** Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating knee replacements. *Clin Orthop* 2001; 338:41-50.
- Buechel FF.** Mobile bearing knee replacement. En: *The adult knee*. Callaghan JJ, Rosenbreg AG, Rubash HE (Eds). Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 2003 pp. 1163-76.
- Insall JN.** Adventures in mobile bearing knee design: A mid-life crisis. *Orthopaedics* 1998; 21:1021-3.
- Insall JN, Aglietti P, Baldini A.** Artroplastia de rodilla con plataforma meniscal. En: *Cirugía de la rodilla*. Insall JN, Scott WN (Eds). Barcelona: Marbán, 2002 pp. 1717-38.
- Morgan-Jones RL, Roger GJ, Solis G et al.** Meniscal bearing uncemented total knee arthroplasty: early clinical results at a minimum 2-year review. *J Arthroplasty* 2003; 18:41-4.
- Sorrells RB.** The rotating platform mobile bearing TKA. *Orthopaedics* 1996; 19:3-796.
- Weale AE, Feikes J, Prothero D et al.** In vitro evaluation of the resistance to dislocation of a meniscal-bearing total knee prosthesis between 30 and 90 degrees of knee flexion. *J Arthroplasty* 2002; 17:475-83.
- Buechel FF.** Recurrent LCS rotating platform dislocation in revision total knee replacement: mechanism, management and report to two cases. *Orthopaedics* 2003; 26:647-9.
- Matsuda S, White SE, Williams VG et al.** Contact stress analysis in meniscal bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1998; 13:699-706.
- Matsuda S, Whiteside LA, White SE et al.** Knee stability in meniscal bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1999; 14:82-90.