

Biomecánica de las prótesis de rodilla

Biomechanics of the knee prosthesis

H. U. Dr. Peset de Valencia

Sanjuan Cerveró R.
Jiménez Honrado P. J.
Gil Monzó E. R.
Sánchez Rodríguez R. J.
Fenollosa Gómez J.

RESUMEN

Las prótesis totales de rodilla constituyen uno de los implantes más colocados en el ámbito de la ortopedia. El número de modelos existentes en el mercado es muy elevado y todos tienen sus características. A pesar de ello podemos agrupar las artroplastias de rodilla por estas características, siendo las prótesis de platillo móvil el grupo más novedoso. Revisamos la bibliografía más reciente sobre la biomecánica de las prótesis totales de rodilla, englobando aspectos como los materiales, el polietileno, la fijación, la geometría o la presencia del ligamento cruzado posterior para entender en profundidad el funcionamiento de una PTR.

Palabras clave: Prótesis total de rodilla, prótesis de platillo móvil, biomecánica.

Sanjuan Cerveró R., Jiménez Honrado P. J., Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., Fenollosa Gómez J.
Biomecánica de las prótesis de rodilla
Patología del Aparato Locomotor, 2005; 3 (4): 242-259

ABSTRACT

Total knee prostheses (TKAs) are one of the most frequent implants we use like orthopaedists. There are a large number of models and all of them have their characteristics. Despite of it we can group TKAs in a very few ones in which mobile-bearing arthroplasty is the newness. We review the literature about biomechanics of TKAs including materials, UHMWPE, fixation of the prostheses, geometry or presence of the cruciate posterior ligament to really understand arthroplasty working.

Key words: Total knee prostheses, mobile-bearing prostheses, biomechanics.

Sanjuan Cerveró R., Jiménez Honrado P. J., Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., Fenollosa Gómez J.
Biomechanics of the knee prosthesis
Patología del Aparato Locomotor, 2005; 3 (4): 242-259

Correspondencia:

Rafael Sanjuan Cerveró
C/ del Vall 42, 1.º, 1.ª
Cullera 46400 (Valencia)

El equipo responsable de este trabajo no ha recibido ningún tipo de ayuda ni subvención ni de entes públicos ni privados

INTRODUCCIÓN

Resulta imposible abarcar todos los aspectos en los que se está investigando respecto a las prótesis de rodilla. Los temas a abarcar son extensísimos y muy variados (geometría, congruencia, materiales, resección o no del LCP...). Por ello nos ceñiremos a los aspectos cuya relevancia se acerca más a los fundamentos teóricos de biomecánica. Si bien temas tan importantes como la laxitud ligamentosa o el hiato óseo del recorte a la hora de la cirugía no van a ser tratados, sí se van a analizar otros temas relativos sobre todo a todo aquello concerniente al diseño y estado prequirúrgico de las prótesis.

El primer apartado que nos ocupará será el de la historia de las prótesis, viendo su evolución en el diseño. Seguiremos con los materiales y la fijación (cementado o no), para continuar con la estabilización posterior y la resección o no del ligamento cruzado posterior. Tras esto analizaremos las últimas novedades respecto a las fuerzas aplicadas sobre polietilenos y las mejoras que se espera sobre ellas. Dejaremos para el final es el estudio de las prótesis de platillo móvil, campo que ofrece muchas esperanzas por lo menos en cuanto a la biomecánica se refiere.

Todos los aspectos relacionados con la rodilla no tienen, ni por asomo, una postura única ni universal. En el campo de la cirugía ortopédica de la rodilla las cosas se agravan con los distintos modelos de prótesis, polietilenos o cementados. Un ejemplo de ello, y quizás el más representativo de la literatura nos lo podemos encontrar en las conclusiones que puede ofrecer cualquier artículo: autores como Dennis o Komistek (18) buscan alcanzar una cinemática protésica lo más parecida a la rodilla fisiológica mientras que Uvehammer (19) realiza la reflexión siguiente: «la cinemática requerida por una prótesis de rodilla puede no ser necesariamente la reproducida por una rodilla normal». Este simple conflicto de la cirugía protésica de rodilla, además de seguir propugnando el que la falta de conocimiento de la verdad favorezca la diversificación de opiniones, plantea problemas que acometen tanto a nuestra especialidad como a la medicina en general.

LAS PRÓTESIS TOTALES DE RODILLA

Historia de la prótesis de rodilla

El primer intento de artroplastia de interposición en rodilla se debe a Verneuil (1863) con la colocación de cápsula entre las superficies articulares de fémur y tibia para evitar su fusión (30). Del mismo modo Ollier (1886) (22) lo intentó con interposición de músculo, Murphy (1913) con grasa y fascia y Campbell (1921) con vejiga de cerdo. Estos procedimientos no funcionaron aunque permitieron una mejora de la técnica quirúrgica y una alternativa a la artrodesis como primer procedimiento.

El advenimiento del trabajo de Venable y Stuck (1938) mejorando la calidad del metal con ciertas aleaciones de cromo-cobalto (19) fue fundamental en el desarrollo de materiales aunque el primer intento de artroplastia metálica fue desarrollado por Campbell en 1940 (20) con vitalium. Este realizaba las prótesis sobre moldes sobre cóndilos femorales. Tanto estas prótesis como la de Smith-Petersen presentaban el problema del aflojamiento precoz, lo que este último mejoró a corto plazo con la inserción de un vástago femoral. Judet (1947) y Walldius (1951) lo intentaron con materiales acrílicos (22) que fracasaron por su debilidad (19) y McKeever y MacIntosh lo intentaron con hermiartroplastias tibiales que sufrían aflojamientos precoces y no solucionaban el problema.

1. *Prótesis constreñidas, en bisagra, charnela o «hinge prosthesis»*

La era de la artroplastia de rodilla moderna (19) arranca con Walldius (1951) que desarrolla la primera prótesis en bisagra hecha de resina acrílica y formada por una parte tibial y otra femoral, unidas por una varilla de acero que formaba la charnela. Permitía una movilidad de 84° y una disminución de dolor del 75% a los 4 años. Ya hemos comentado que la resina no era lo suficientemente resistente y fue cambiada por acero y finalmente cromo-cobalto.

En 1970 se desarrolla la prótesis del grupo GUEPAR cuyo eje de rotación en bisagra era más posterior (19,21,20) lo que permitía

flexiones de más de 100° con una baja resección ósea.

En 1973 la prótesis LL (Letournel y Lagrange) permitió mejores resultados a base de una prótesis de cromo-cobalto y plástico, cementada y con un eje de rotación entre dos mitades de polietileno de alta densidad.

Los problemas planteados por estas prótesis eran: infección, aflojamiento, detritus metálicos, rotura de vástagos femorales o tibiales, volumen excesivo de los implantes o descementación, con malos resultados del 80% a los 10 años de seguimiento (21).

II. Prótesis constreñidas con pivote central. (21)

El abandono de las prótesis en bisagra se produjo fundamentalmente por el aflojamiento aséptico, debido a la falta de rotación de la prótesis. Este problema se solucionó con pivotes centrales de distintos materiales y componentes que permitían una rotación de 4°-5° en eje de rotación interna-externa.

La prótesis GSB (1972) utilizaba un sistema de leva policéntrico cuyo principio era el de débil rozamiento dinámico para servir de guía a la prótesis.

En el mismo año, Sheehan establece una prótesis siguiendo el modelo de «ball on socket» que permitía una rotación de la rodilla que aumentaba con la flexión (de 3° en extensión a 20° en flexión de 90°).

La prótesis de Attenborough poseía una barra con una esfera en su extremo proximal, contenida en un receso del componente femoral y mantenida por un clip de polietileno circular.

La Prótesis Esferocéntrica también presenta sobre la tibia el sistema de eje y esfera proximal, pero la diferencia es que ésta se fijaba al cóndilo. Alcanzaba una movilidad de 0-120°.

Hoy en día este tipo de prótesis se sigue utilizando en aquellos casos con gran insuficiencia de ligamentos y en procedimientos de rescate. Modelos como la Kinematic Rotating Knee o la Waldemar Link se siguen usando para estos supuestos. (19,20)

Un último tipo de estas prótesis lo constituyen las denominadas prótesis condíleas constreñidas (20), utilizadas en los mismos supuestos

que las anteriores y basadas en los modelos estabilizados posteriores con el único cambio del alargamiento del pivote central de polietileno. Permiten el control de la estabilidad varo-valgo pero no controlan la hiperextensión. No es necesario de modo obligatorio el uso de vástagos y pueden colocarse con sistemas de anclaje simple «press-fit» o cementados. Un ejemplo de ellas es la CCK.

III. Prótesis Condilares (19-20)

Los modelos de prótesis condilares se desarrollan a partir de los trabajos de Gunston (1971) basados en las teorías de los centros instantáneos de rotación establecidos por Reuleaux en 1876 y los trabajos de baja fricción de Charnley. (19-20)

Abandonaremos los conceptos de constricción, semiconstricción y no constricción y los retomaremos cuando hablemos del polietileno, ya que hoy en día hacen referencia a la conformidad del polietileno respecto a los cóndilos femorales denominándose según la forma de estas dos superficies: «flat-on-flat», «round-on-flat» y «round-on-round».

La prótesis Polycentric de Gunston fue la primera en desarrollar el concepto de rollback (19) y las múltiples rotaciones axiales. Se fijaba al hueso con PMMA y necesitaba una buena estabilidad ligamentosa. Fracásó por la inadecuada fijación de la prótesis al hueso.

La Geomedic (1973) de Coventry aumentaba la estabilidad de la prótesis mediante un polietileno que se adaptaba a los cóndilos femorales en el plano sagital. (20)

El modelo ICLH (Imperial College London Hospital) de Freeman y Swanson presentaba la resección de ambos cruzados y la confinación del componente femoral dentro de la concavidad del tibial (mecanismo «roller-in-trough»). No presentaba tallo tibial por lo que el aflojamiento aséptico del mismo fue su principal problema.

Insall desarrolla la Total Condylar Prosthesis con la intención de crear una artroplastia con unas características cinemáticas lo más cercanas posibles a una rodilla normal, basándose en el diseño de la ICLH y consiguiendo una supervivencia del 94% a los 15 años

(27) con la resección de ambos ligamentos cruzados.

Diseño de la prótesis de rodilla

Nos hemos detenido en la historia protésica en el modelo Total Condylar por ser éste el modelo gold standard de las prótesis de rodilla.

Los principios cinemáticos de la PTR son los mismos que los de la rodilla normal basados en el modelo de 6 grados de libertad y en el de las cuatro barras aplicado para la flexo-extensión. Según el último el LCP es el que permite el fenómeno del roll-back. Con su ablación y la ausencia de otro mecanismo que simule su función («post-cam» o leva posterior) se produce un exceso de sobrecarga posterior y un riesgo de que esto se transmita a la interfaz hueso-implante y provoque su aflojamiento. (23)

La Total Condylar (20) presenta un borde anterior simétrico del componente femoral para la articulación rotuliana, los cóndilos son simétricos, tienen un radio de curvatura sagital decreciente en dirección posterior y son individualmente convexos en el plano coronal. El inserto presenta un doble platillo congruente en extensión con el componente femoral y en flexión con el plano coronal. La traslación y luxación se controlan por los labios anterior y posterior del polietileno así como su eminencia media. La rótula es de polietileno con un pivote central para su fijación. El componente tibial presenta una base de metal para transferir de modo más uniforme las presiones a la metáfisis ósea y un vástago que resiste la angulación de la prótesis durante el apoyo.

El problema de la Total Condylar era la limitación de la flexión a 95°. Por ello en 1978 se desarrolla el modelo Insall-Burnstein que reseca el LCP y añadía un mecanismo de tetón en el polietileno que engranaba sobre un cajetín del componente femoral: son las prótesis estabilizadas posteriores, que permiten el fenómeno del roll-back y con ello mayor flexión. (20)

Aunque parezca un problema liviano, el diseño protésico todavía juega un papel primordial en la mejoría del enfermo. Como ejemplo tenemos la prótesis Rotaglide en la que en un estudio donde se realizó la regularización de la rótula, el 83% de los pacientes mostró proble-

mas patelares debido al «impingement» o pellizcamiento rotuliano que se sufría a los 70° de flexión por problemas en el diseño troclear. Un cajón intercondilar ancho con un límite anterior afilado parece empeorar la función rotuliana al dejar una troclea poco profunda y además corta por su diseño. (36)

Haremos ahora un paréntesis antes de abordar el tema de conservación versus resección del ligamento cruzado posterior, para hablar de los materiales que constituyen una prótesis. (Fig. 1)

Materiales en las prótesis de rodilla. (23-28)

Los materiales usados en la fabricación de las PTR no difieren mucho desde los últimos 15 o 20 años siendo normalmente su aplicación derivada de la previa y paralela investigación sobre la cadera.

Respecto a las superficies articulares el empleo de «Vitalium®» (30% cromo, 7% molibdeno, cobalto, níquel...), las super-aleaciones de cobalto y la aleación de titanio Ti6Al4V son las más utilizadas en la fabricación tanto del componente femoral; en el tibial prima el cromo-cobalto. El acero no se utiliza por su gran fragilidad en cuanto a la reducida sección en los aceros colados, y su alto coste en los forjados.

El titanio goza de la ventaja de un módulo de elasticidad más cercano al hueso que el cromo-cobalto y una mayor biocompatibilidad, pero plantea el problema de la rugosidad de su superficie y un desgaste más fácil.

Por otra parte el CrCo posee un mejor pulido y lisura que permite mejorar y hacer durar más el deslizamiento sobre el polietileno.

En inserto presente en toda prótesis está constituido por polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y es una pieza tan fundamental de la prótesis que requiere su capítulo propio.



Fig. 1. Total Condylar Prostheses. 1974. Insall-Ranawat-Walker.

En cuanto a otros materiales, se ha estado estudiando con cerámicas / aluminas, pero su alta fragilidad las ha excluido del mercado por ahora; se trata de materiales que soportan muy bien las fuerzas de rozamiento, pero ante las fuerzas de choque (como aquellas producidas durante el mecanismo «lift-off») su tolerancia es muy baja, aunque últimamente se están desarrollando estudios con cerámicas de alta densidad. Otro de los materiales que ha fracasado en su aplicación ha sido el composite o «polytuyo» (reforzamiento del polietileno con fibras de carbono): aumentaba la resistencia en un 30-40%, pero también incrementaba el desgaste del polietileno en base a los mecanismos de laminación y particulación, creando muchos detritus de carbono de dimensiones y geometría carcinogénicas.

Cementado versus «press- fit»

Prácticamente nadie se plantea hoy el colocar un componente tibial de polietileno sin base de metal desde que Ewald (29) demostrara la ventaja que representaba en la artroplastia de rodilla el «metal-backed» tibial. A su vez se establece en este estudio las líneas de radiotransparencia según sectores de la prótesis que han servido de base a posteriores trabajos.

Se ha demostrado que para mantener las tensiones en el platillo tibial tanto en las prótesis cementadas como en los modelos «press-fit» o impactados a presión con recubrimiento de hidroxiapatita, es necesario el uso de cuatro pivotes simétricos o dos cuchillas laterales para contrarrestar las tensiones de cizallamiento rotatorio o anteroposterior. Para evitar esfuerzos en varo-valgo y anteroposterior un vástago central de 3 a 6 cm de longitud parece favorecer la fijación inicial, aunque autores como Navarro Quilis (35) consideran este sistema como insuficiente y establecen un mejor método con un anclaje con tres finos vástagos de anclaje tibiales. En los diseños no cementados se requiere una fijación adicional con varios tornillos de esponjosa de 6'5 mm además de la quilla central.

Los problemas de fijación de la tibia se deben al fenómeno denominado «micromovilidad». (28) Este fenómeno está causado por la

particular geometría del platillo tibial que provoca durante la marcha un cambio progresivo del centro de movimiento. Este cambio está implicado en las contribuciones mecánicas que favorecen el aflojamiento y que se tratan de contrarrestar con los medios de fijación que acabamos de ver y la posibilidad, además de cementado sólo tibial. Por ello el platillo tibial está sometido a un esfuerzo de tensión, compresión y rotura sobre la interfase que está en íntimo equilibrio con la micromovilidad que puede interferir (calculada en menos de 100 micras) con la osteopenetración en el poro de las prótesis no cementadas. Con ello podemos encontrar prótesis cementadas (fémur y tibia), híbridas (sólo tibia) o no cementadas (ni fémur ni tibia).

Hoy en día sigue existiendo un amplio tema de debate acerca de la conveniencia o no del cementado de la prótesis de rodilla, sobre todo en lo que se refiere al platillo tibial. Aunque la aparición de líneas de radiolucencia en las prótesis «press-lift» por migración ocurre en los 3 primeros meses y posteriormente se estabiliza, por el contrario, en las cementadas esta migración inicialmente es menor pero mantenida en el tiempo (19). Parece ser que los estudios a largo plazo no encuentran diferencias entre los dos tipos de fijación, aunque hay detractores y defensores de las dos posturas.

McCaskie (30) se basa precisamente en el aumento de líneas de radiolucencia para concluir que, a pesar de no haber diferencias en los resultados, el mayor coste económico de las prótesis sin cementar hace de elección las cementadas. A esto añade una técnica más fácil y una mejor fijación teórica.

Khaw (32) compara un total de 501 artroplastias (277 cementadas y 224 sin cementar) encontrando una supervivencia media para los dos grupos del 95% a los 10 años. No encuentra ninguna diferencia en los resultados aunque mostrando los intervalos de confianza la posible supervivencia de las prótesis no cementadas es del 98% y el de las cementadas 90%. Esto implica 8 recambios más en las primeras por cada 100 prótesis. Concluye diciendo que si el gasto de los 8 recambios en 10 años es igual al aumento de precio de las prótesis no cementadas, no se justificaría el uso del cemento, o sea, aboga por las cementadas.

Si nos fijamos en el caso de las prótesis de menisco móvil, en el caso de la LCS (DePuy) Sorrells (22) consigue unos resultados del 92'4% en no cementadas y en el caso de estarlo, Callaghan (31), aunque no presenta ratios de supervivencia como tales, destaca que no ha tenido ningún caso de osteolisis o aflojamiento en una media de 9 a 12 años de seguimiento.

Morgan-Jones (34) utilizando el modelo Motus (Osteo) no recoge ningún problema de esta prótesis de modelos meniscales sin cementar, indicando que el dispositivo de platillo-menisco móvil disminuye la superficie de estrés sobre la tibia, con lo que la fijación metafisaria es más estable al requerir menos sollicitaciones de carga. Este punto lo desarrollaremos con posterioridad.

Por contra, Akizuki (33) aboga por el uso de las prótesis con recubrimiento de hidroxapatita. En su estudio con una biopsia sobre una prótesis Miller-Galante II con recubrimiento de fosfato-tricálcico, encuentra una desaparición de la interfase por la neoformación de hueso y osteointegración de la prótesis en el 77'7% de su superficie a los 2 años de haberla colocado.

Mantenimiento de ligamento cruzado posterior versus estabilizada posterior

Llegado este punto tenemos que analizar la cinética de la rodilla protetizada. Se ha pospuesto este tema porque va íntimamente ligado al de la resección o no del ligamento cruzado posterior, o sea, de las prótesis estabilizadas posteriores.

Los modelos cinemáticos descritos para las PTR aplican tanto la teoría de los 6 grados de libertad como el sistema de cuatro barras (23,37). Aunque está en la mente de cualquier cirujano ortopédico el colocar una prótesis de rodilla que simule lo más exactamente posible la cinética fisiológica de la rodilla, todas las PTR muestran movilidad anormal (19,37,40), incluso ya hay quien se aventura a decir que una rodilla protetizada no ha de tener necesariamente la misma cinética que una rodilla normal, reconociendo que todavía no conocemos la cinética óptima requerida para un implante (19).

Si realizamos un análisis de la movilidad de la rodilla con una prótesis podemos partir del

estudio de DesJardins (38) et al. que obtiene los resultados en la marcha a partir de ocho modelos distintos. Utiliza un simulador de 6 grados de libertad. Concluye que tanto los factores interindividuales como los quirúrgicos tienen un rol fundamental en el resultado de la marcha. Indica, a su vez, las diferencias significativas entre implantes de diseño similar. Sus resultados muestran un primer desplazamiento de la tibia a posterior con el golpe de talón (6% del ciclo de la marcha), para pasar a un desplazamiento anterior brusco (30% del ciclo), una inversión a posterior cerca del despegue del pie (60%) y finaliza con un retorno a la fase neutra durante el balanceo. En las rotaciones axiales se produce una primera externa con el golpe del talón y pie en el suelo (10%), pasando a mitad del ciclo a interno (10-60%) con un máximo interno a 60% y vuelta a reposo en fase de balanceo.

Todos los modelos protésicos (37) presentan una traslación anterior anómala (mov. paradójico), una alteración en las rotaciones tibiales (llegando en ocasiones a un «screw home» o atornillado invertido), un lift-off o despegue constante (que puede ser tanto externo como interno) y una disminución del rango de movilidad con la carga.

Otro de los temas importantes respecto a la cirugía de la rodilla es el saber qué se espera de la misma. Chiu (39) indica que rodillas con mayor flexión preoperatoria obtienen mejor flexión independientemente del tipo de prótesis. En cambio las rodillas con buena flexión prequirúrgica pierden algo de la misma, mientras que las que presentan mala flexión pueden ganar algo de movilidad. Critica a su vez la gran cantidad de sesgos en cuanto a los resultados de los estudios por no tener en cuenta el grado de flexión previo a la colocación de una prótesis.

Los resultados cinéticos y los rangos de movilidad, pueden variar con el tipo de prótesis. Si nos ceñimos a los dos grandes grupos protésicos actuales, la conservación o sustitución del ligamento cruzado posterior es uno de los principales temas de debate de la cirugía de la rodilla

A favor de la conservación del LCP tenemos (20,23,41,42):

- Mayor potencial de movilidad con desplazamiento femoral posterior («roll-back») con una superficie tibial relativamente plana.

- Limitador del desplazamiento de traslación posterior de la rodilla, evitando su subluxación y el desgaste posterior del polietileno.
- Marcha más fisiológica, al mantenerse el papel de propiocepción del LCP.
- Menor resección ósea.
- Mejoría de la función rotuliana al afectar menos a la variación de la interlínea.
- No necesidad de colocación del tetón central de las estabilizadas posteriores

Por contra:

- Aumenta la probabilidad de desgaste por existir una mayor presión puntual y mayor cizallamiento.
- Dificulta la corrección de algunas deformaciones.
- Reduce la superficie del componente tibial en su escotadura posterior.

A favor de la resección del LCP se nos presenta:

- La posible lesión primaria del ligamento en la gonartrosis y su dificultad de tensionado correcto.
- Mejor facilidad de corrección en grandes deformidades, con mejor exposición quirúrgica.
- Regulación de la movilidad anteroposterior femoro-tibial.
- Menor desgaste del polietileno.

Y en contra:

- Limita la flexión al requerir superficies más congruentes.
- Aumenta los esfuerzos en la interfaz hueso-implante.
- Puede provocar subluxación posterior de rodilla.
- Obliga a un movimiento sagital más constreñido.

Estos argumentos contrarios se resuelven con el sistema de poste-barra o «post-cam» en el cual un polietileno con un pivote realiza la función de estabilización posterior. Este modelo trata de aunar ventajas de la resección y mantenimiento del LCP, pero puede presentar inconvenientes:

El taco de resección que alberga el pivote central puede favorecer fracturas distales de fémur (41) y dificulta la cirugía de revisión (42).

Por contra si este cajón es de forma trapezoidal favorece aún más si cabe la flexión (39).

Hay dificultades de ajuste para la cinética rotuliana.

Puede aparecer el «clunk síndrome» en el que el crecimiento de tejido fibroso dentro de la caja produce un molesto chasquido a la flexo-extensión (20).

Los errores de corte pueden provocar la disociación entre el poste y la barra.

Hay quien identifica al poste de polietileno como fuente de partículas responsables de muchas enfermedades del polietileno (43).

Hasta ahora el único consenso parece ser el de realizar una resección del LCP en deformidades severas (19). Por lo demás no hay ninguna conclusión sobre dejar o quitar el ligamento y todo aquello dicho a favor de una postura ha sido rebatido por artículos con los mismos resultados en favor de la otra (20,41).

Scuderi (42) recomienda de primera elección los modelos estabilizados posteriores para la cirugía primaria. Se ampara en el uso del 75% de los casos en la Clínica Mayo con una movilidad entre 112 y 115°. En contra del mantenimiento del cruzado indica que no hay resultados demostrados de su ventaja, que la inestabilidad en flexión es más frecuente, que es muy fácil alterar el balance de ligamentos laterales en la cirugía, que un cruzado inútil favorece el desgaste posterior del injerto y que se presentan más frecuentemente dos tipos de movimientos paradójicos. Uno es el ya comentado anterior femoral con la flexión. El otro es el «skidding» o movimiento discontinuo o alternante en la rotación como ya hemos citado también.

Otra ventaja consiste en el desplazamiento de la posición del eje del fémur sobre la tibia a posterior permitiendo la máxima relación peso-carga (45). El control de la traslación tibiofemoral, bien por sustitución del LCP o por platillos cóncavos, mantienen la posición posterior del fémur sobre la tibia.

Se ha postulado que el mecanismo de post-cam o leva posterior realiza la función del LCP al «engancharse» las dos partes del sistema en torno a 70° (43,44) de flexión y permitiendo el «roll-back» femoral. Se le considera un cruzado posterior mecánico que evita la luxación poste-

rior de la rodilla (43) y previene el movimiento anómalo anterior del fémur (44). El aumento del rango de movimiento de la rodilla se debe por tanto al engranaje provocado por los puntos de contacto tibio-femorales que permiten el desplazamiento a posterior del fémur (44) aunque en menor cuantía que en una rodilla normal (50).

Técnicamente esto viene determinado por la forma de los recortes femorales. La curva condilar posterior que provoca un aumento del arco condilar permite una flexión profunda sin impingement posterior tibial; si este off-set se disminuye con una PTR hay impingement y laxitud en flexión que permite el traslado anterior del fémur, lo que acaba reduciendo la flexión (45).

Sin embargo, otros autores piensan que se está sobrevalorando la funcionalidad de la estabilización posterior. Uvehammer (33) piensa que el post-cam sólo actúa en el plano AP, considerando al LCP un estabilizador entre todo el sistema ligamentoso de la rodilla al colocar una PTR. Piensa que un cruzado intacto provoca menor angulación en valgo y traslación lateral en flexo, o sea, influencia la estabilidad medio-lateral y la de adducción-abducción, pero no tiene efecto en el desplazamiento antero-posterior. Estas conclusiones las obtiene de la comparación entre platillos cóncavos (constreñidos) y estabilizados posteriores en modelos AMK (DePuy) sobre radioespectrofotometría y papel film. La movilidad de sus prótesis es la misma en los dos modelos.

En otro de sus estudios (19) establece una angulación en varo y traslación lateral en flexión con el mantenimiento del cruzado, mientras que en la sustitución se denota rotación en varo y traslación medial del centro del platillo, lo que habla a favor de preservar el LCP, el cual, sin embargo, no funciona normal en una prótesis bien por su anatomía o bien por la resección del LCA. Reconoce que el uso del sistema de pivote reduce el movimiento AP y puede ser la vía de encontrar movimientos más normales.

Chen (46) y Noble (48) piensan que la sustitución del cruzado posterior por un mecanismo de poste y barra no hace recuperar totalmente la capacidad funcional ligamentaria en condiciones normales, particularmente en actividades de gran demora que requieren gran flexión.

Se ha demostrado la mayor frecuencia de un fenómeno de impingement anterior (45) en las prótesis estabilizadas posteriores provocado por la excesiva traslación posterior del fémur con la extensión. Este fenómeno se considera relativamente normal en las artroplastias y se debe a la pendiente posterior del platillo tibial y el arco anterior del fémur que ocasionan unos 10° de hiperextensión con alineamiento neutro.

Una de las consecuencias de la cinética no fisiológica en las prótesis es el fenómeno de lift-off. Aunque dado también en la rodilla normal este mecanismo acarrea un choque del cóndilo con el inserto que favorece el desgaste del último. Dennis (49) establece como causas la deformidad en varo de la rodilla y como mecanismos compensadores la redistribución de las cargas en los cóndilos, el recorte posterior del fémur o la rotación en los componentes. Las prótesis estabilizadas posteriores presentan una menor frecuencia de este mecanismo que disminuye más aún en los modelos congruentes de polietileno.

Es complicado hacer caso de las aseveraciones de todos los autores. Muchos de los estudios se realizan sobre un único modelo de prótesis, o se comparan dos modelos distintos con dos cinéticas distintas o se realizan sin carga, etc... Li (51) compara la cinemática in vitro de la Nex-Gen (Zimmer) con cruzado posterior conservado, resecado o sustituido por un sistema de poste-barra. Utiliza un manipulador robótico en 6 grados de libertad que analiza los movimientos a 0, 30, 60, 90, y 120° de flexión. Sus conclusiones en el sistema post-cam son las ya vistas aunque refleja un aumento progresivo de tensión de 70 a 120° que no se observa en la rodilla normal donde a 120° el LCP se encuentra relajado. En el cóndilo medial su traslación es menor que en el lateral respecto a la rodilla normal debido a los fenómenos de roll-back y rotación interna tibial. La cinemática a menos de 60° es similar en los dos modelos aunque se altera si se reseca el ligamento, lo que demuestra su importancia. Sin embargo a rangos mayores de movimiento (120° de flexión) la estabilizada posterior mantiene una movilidad más fisiológica que la que conserva el cruzado.

Obtener conclusiones de todos estos estudios resulta más que imposible. Lo único que podemos hacer es unir las propuestas más o me-

nos concordantes, porque ni hay ni puede haber una verdad absoluta respecto a la cinética de la prótesis de rodilla. En el punto siguiente vamos a complicar más si cabe la decisión/solución al incorporar al diseño de la prótesis el diseño de la conformación del polietileno.

De todos modos, puede que tengamos algún concepto básico erróneo y la solución pase por un nuevo diseño de las artroplastias con un enfoque distinto. Para este cambio de vista, en la literatura consultada, hemos encontrado dos posturas:

- Mantenimiento de los dos ligamentos cruzados, conservando por ello una cinética lo más fisiológica posible Banks (53) y Smith (52) con la colocación de dos prótesis unicóndíleas y su estudio con fluoroscopia consiguen una movilidad más fisiológica (5° de rotación interna tibial, 5 mm de traslación posterior del cóndilo medial de 0 a 30° y 2 mm de 60 a 80° y la traslación posterior del cóndilo lateral sin movimiento reverso de 0 a 50°). Con ello se mantiene el roll-back y la rotación externa fisiológica con una excelente flexión (125° de media). En nuestro servicio se intentó la conservación de los dos ligamentos cruzados, obteniendo una pérdida de movilidad por hipercongruencia que desechó la idea.
- Cambio radical en los diseños protésicos. Un ejemplo de ello es la prótesis de geometría de pivote central (54) en donde dada la relativa estabilidad del componente medial, este componente es diseñado como un modelo «ball on socket». Los cóndilos son esféricos y el inserto tiene una esfera de acoplamiento en medial y un arco de movimiento en lateral para permitir la rotación axial. Los autores de este modelo aseguran que es el que mejor estabilidad antero-posterior presenta junto con el modelo Advance.

El polietileno

El inserto de polietileno es el otro componente fundamental de cualquier prótesis. Está constituido por polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Permite la fricción necesaria entre el componente femoral y el tibial para facilitar el movimiento.

Encontramos 3 conformidades inserto-cóndilo que corresponden a lo que clásicamente se ha conocido como no constreñida, semiconstreñida y constreñida y que en la nomenclatura actual se denominan flat-on-flat (plano sobre plano), flat-on-curve (plano sobre curvo o cóncavo) y curve-on-curve (cóncavo sobre cóncavo). Estas disposiciones influyen en la cinemática de la rodilla, en su estabilidad y en el desgaste del polietileno.

Hoy en día uno de los principales problemas de la prótesis de rodilla consiste en el desgaste del polietileno, motivo más que suficiente para someter a un paciente a una nueva cirugía por mal funcionamiento de la artroplastia. Su debilidad a la resistencia del estrés de rotura se considera la primera limitación para la vida de una prótesis. (19)

Procederemos a determinar las principales características del inserto y sus formas de desgaste para después analizar los modelos aplicados a las prótesis y observar su cinética.

Todo modelo de polietileno, independientemente de su relación con conservación o no del LCP tiene más características comunes. (20) El plano sagital debe ser plano o abombado y los platillos tibiales medial y lateral deben ser cóncavos en el plano coronal. Los modelos con conservación del LCP tienden a poseer una superficie más plana para favorecer el mecanismo de roll-back.

Los principales mecanismos de desgaste del polietileno en condiciones generales y referidos a lo que es el conjunto de la prótesis son: (55)

- Abrasión: Desgaste por asperezas de una superficie sobre otra (grueso sobre fino) que provocan las partículas.
- Adhesión: Se da cuando la fuerza accesorio es más fuerte que la fuerza de rendimiento del material y una pequeña pieza del mismo es arrancada de una superficie y se «engancha» a la otra.
- Tercer cuerpo: Producida por una partícula entre dos superficies (por ejemplo cemento).
- Fatiga: Afectación de la sub-superficie que permite que se rompa la superficie. Dentro de ella está la delaminación y la rotura.

Los avances en el diseño para evitar este desgaste incluyen (56):

- Disminución en las cargas de polietileno.
- Mejoras en el anclaje del polietileno en los mecanismos tibiales para reducir el «backside-wear» potencial.
- Uso de mejores técnicas de esterilización.
- Uso de modelos protésicos con aumento de la conformidad articular.
- Uso de prótesis de platillo móvil.

El grosor del polietileno está en relación con su desgaste. La delgadez del inserto es un factor importante que afecta a la distribución del estrés en los componentes tibiales. Las fuerzas de contacto son mucho mayores cuando el grosor del polietileno es menor de 10 mm (5) sobre un platillo metálico e incrementan el módulo del polietileno debido a recristalización, densificación bajo carga o ambos.(28)

De todos modos si aumentamos la superficie de contacto a más de 450 mm² para ambos cóndilos sería posible disminuir el grosor del polietileno a 5 o 6 mm de grosor y mantener todavía fuerzas de presión aceptables (5). Esto depende del área total de contacto y del peso del paciente.

Hoy en día se considera que un polietileno menor de 6 mm de espesor ofrecería fenómenos de oleaje en la zona subarticular, lo que aumentaría el desgaste en insertos excesivamente delgados. Por ello, teniendo en cuenta los carriles inferiores del inserto, éste debe ser siempre mayor de 8 mm de espesor.

El área total de contacto entre el polietileno y las superficies femorales depende de la forma de los cóndilos y del inserto. Hay una relación inversa entre el área de contacto y el desgaste del inserto. Con ello un método para disminuir la usura consiste en aumentar la superficie de contacto. (5)

Tenemos cuatro tipos de patrones de contacto posibles en un modelo de una prótesis de rodilla: (5)

- En punto: Se da cuando una superficie redonda articula con una plana, lo que permite sólo un pequeño punto de contacto. Soporta cargas de hasta 32 MPa.
- Linear: El componente femoral tiene distinto radio de curvatura en los planos mediolateral y anteroposterior, o sea, realmente no hay una verdadera área de contacto entre el fémur y el inserto. Sus

cargas son de hasta 28 MPa. Se ve en los modelos plano sobre plano de geometría articular en donde los cóndilos son planos en el plano mediolateral pero curvos en el antero-posterior. Se asocia a desgaste en los bordes medial y lateral. Se transforma en un patrón en punto si hay deformación en varo o valgo de la prótesis.

- Pequeñas áreas de contacto: Aumenta la superficie de contacto en torno a una pequeña área, lo que disminuye la presión total. Soporta cargas de 25 MPa máximo.
- Grandes áreas de contacto: Este patrón es exclusivo de los modelos «mobile-bearing». Es el modelo recomendado para disminuir las presiones de contacto por áreas. Las fuerzas se mantienen en torno a 5-10 MPa únicamente.(Fig. 2)

Sin la presencia de malalineaciones, Stukemborg (1) valora el otro parámetro que influye en el aumento de las superficies de contacto: la congruencia del inserto. En un inserto estándar y utilizando el modelo Interax (Stryker / Howmedica) observa un pico máximo de estrés a 50° de flexión en medial de 27 MPa, siendo el mínimo de 8'5 MPa; observa un mayor estrés en el comportamiento medial en todo el ciclo. Utilizando insertos de alta congruencia, los máximos se reducen a 11 MPa en medial y 12 MPa en lateral a 50° de flexión, observándose un mínimo de 0 a 40° y sin diferencias de presión medio-laterales. Las áreas de contacto calculadas son de 119 mm² en el primer caso y 174 en el curve on curve.

La explicación de este efecto viene determinada por la mayor congruencia entre el radio de curvatura de la superficie femoral y la superficie articular tibial en el plano coronal para permitir una mayor área de contacto. (2)

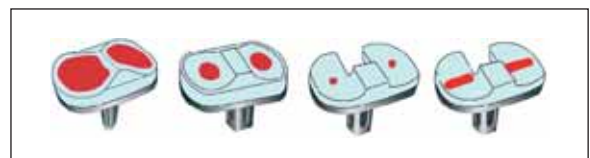


Fig. 2. Patrones de contacto tibiofemoral sobre el polietileno en los distintos tipos de prótesis, distribución de las cargas y superficies de contacto. De izquierda a derecha tenemos: 1) Grandes áreas de contacto donde se han medido cargas de 3.9 Mpa, 2) Pequeñas áreas de contacto donde se han medido cargas de 25 Mpa. 3) En punto con Cargas de 32 Mpa y 4) Linear con cargas de 28 Mpa.

Este aumento de curvatura produce, en cambio, un efecto de desplazamiento anterior anómalo del fémur, evitando el roll-back, precisamente por su congruencia (19) que al presentar un labio posterior elevado del inserto produce el efecto contrario al deseado. La causa es el radio de curvatura de la zona posterior de los cóndilos menor que el anterior. Por el mismo motivo se produce una ligera inestabilidad en flexión y la disminución de la presión de contacto a 60 y 90°. (4)

Ya hemos visto la cinética de las prótesis estabilizadas posteriores. En muchos casos, la duda entre la resección del ligamento cruzado posterior o no, inclina al cirujano a buscar una artroplastia con una estabilizada posterior o con un inserto constreñido buscando más congruencia articular. Uvehammer (33) realiza una comparación entre los dos modelos en la AMK (DePuy). Consta en un intervalo de flexión entre 15 a 45° un mayor desplazamiento anterior del fémur (posterior de la tibia) en la prótesis constreñida.

El desgaste del polietileno se produce básicamente y en condiciones normales, en dos zonas: en la interfase tibia-polietileno (solucionado en parte con las prótesis de platillo móvil) y en la zona de unión inserto-femoral. En esta última la usura es mucho más predominante en la zona adyacente a la superficie (56) constituyendo lo que se denomina «backside wear». Este fenómeno es el implicado en el 30% de enfermedades del polietileno relacionadas con las prótesis de rodilla (7). Al mismo tiempo el desgaste se produce en todo tipo de insertos en la mitad posterior durante la bipedestación y la marcha. (57)

Aunque Harman (57) rechaza la idea del desgaste del polietileno asociado al malalineamiento radiográfico, multitud de estudios denotan lo contrario. Es más lo indican como primer factor de usura acelerada del inserto. D'Lima (4) propone las malrotaciones como la forma de mayor aumento de estrés sobre el polietileno y en base a ello aconseja la colocación de prótesis de platillo móvil. Matsuda (2) indica que a 5° varo toda la carga compresiva se transmite sobre el cóndilo medial. Liao (8) cree que la angulación en varo es la que mayor desgaste del inserto produce (aunque menor en los modelos congruentes que en los planos), dando menor importancia a la malrotación. A su vez opina que la

traslación medial de la prótesis es la que mayor riesgo de delaminación produce. Establece también que las conformidades flat on flat tienen mayor usura ante la malalineación en general.

La influencia de la esterilización sobre la usura también es importante según el material empleado en la esterilización de los polietilenos (6). La radiación y aumenta la oxidación de las capas superficiales, máxime en atmósfera normal y algo menos en atmósfera inerte. El óxido de etileno disminuye la usura sobre todo si la conservación se realiza en vacío o en atmósfera de Argón.

La lista de trabajos sobre este tema es interminable y factores como el tipo de inserto o de prótesis pueden cambiar el resultado; por ello abandonaremos este apartado para pasar al punto final de la exposición: las prótesis de platillo móvil.

PRÓTESIS DE PLATILLO MÓVIL O MOBILE-BEARING PROSTHESIS

Historia

En 1974 dos equipos británicos (Minns y Campbell por un lado y Druham, O'Connor y Goodfellow por otro), sientan las bases teóricas de una prótesis de rodilla unicompartmental con las siguientes características: (24)

- Congruencia completa entre el inserto y el cóndilo femoral.
- Congruencia mantenida en el curso de la flexo-extensión.
- Estabilidad asegurada por los ligamentos laterales y cruzados.
- Un inserto móvil que tenga desplazamiento antero-posterior en el curso de la marcha y de la flexión en la superficie del platillo tibial.

Este hecho abre paso al mismo Goodfellow para desarrollar en 1976 la prótesis Oxford, una prótesis dicondílea con un único radio de curvatura sagital femoral que se acoplan con 2 insertos o «meniscos» que se mueven sobre la superficie tibial pulida. Aunque la presión sobre el polietileno era extremadamente baja su principal problema consistía en la extrusión de los meniscos plásticos por un mal balance de la tensión ligamentosa sobre todo del LCA. (20)

El sistema LCS desarrollado por Beuchel es el patrón oro de las prótesis de platillos móviles con más de 20 años de seguimiento. (26) Lo veremos y analizaremos con posterioridad. Muchos de los más de 50 modelos existentes en todo el mundo de prótesis de platillo móvil están basados en su diseño. (58) (Fig. 3)

Tipos de MBP

Las podemos clasificar atendiendo a:

- Tipo de superficie de carga.
 - Plataforma : Un polietileno que rota a lo largo de un plano transversal con o sin movilidad antero-posterior (plataforma rotatoria o multidireccional). (LCS, DePuy ó MBK, Zimmer)
 - Meniscales: Polietilenos de carga separados, uno medial y otro lateral, que se desplazan independientemente por guías y corren en dirección antero-posterior sobre la base metálica de la tibia. (LCS, DePuy)
- Tipo de constricción del inserto (para evitar la luxación del mismo):
 - Diseño Cono-en-cono: Incorpora una elongación en el polietileno que se inserta en una concavidad recíproca del platillo tibial en la leva de anclaje al hueso metafisario. (LCS, DePuy)
 - Poste tibial: Prolongación metálica en la bandeja tibial que engrana en un receso del polietileno. (MBK, Zimmer)
 - Guías Longitudinales: El movimiento de la plataforma o los meniscos se limita por unas guías situadas en la superficie del platillo. (LCS, DePuy)
 - Topes: Elevaciones metálicas que limitan la movilidad antero-posterior o la rotación excesivas. (LPS-Flex, Zimmer)
 - Carga sin limitación: Permiten un límite mecánico del movimiento, pero depen-

diendo de la conformidad del polietileno móvil con el cóndilo femoral y la tensión de los tejidos blandos (Oxford, Biomet).

- Movilidad direccional de las superficies de carga: Todos los modelos permiten una movilidad rotatoria en el plano transversal de 15° tanto en interno como en externo. A parte puede que tengan sólo movilidad rotacional, o multidireccional que permite además desplazamientos antero-posteriores y mediolaterales.
- Constricción:
 - No constreñidas: Permiten un rango de movilidad normal o fisiológico.
 - Semiconstreñidas: Algún tipo de limitación aunque su movilidad es cercana a la anterior.
 - Constreñidas: Limitan intensamente las fuerzas que sobrepasan los límites fisiológicos.
- Congruencia:
 - Totalmente congruentes: Gran conformidad entre el cóndilo femoral y la superficie del polietileno, en un amplio grado de flexión (aproximadamente 120°). Se permite por un radio femoral sagital constante. La limitación de la flexión se produce por un «impingement» del componente tibial en la zona posterior.
 - Parcialmente congruentes: Poseen grandes áreas de contacto en los primeros 20 grados de flexión, pero descienden con la flexión por disminución del radio sagital.
- Manejo del ligamento cruzado posterior: Puede mantenerse o sustituirse en forma de prótesis estabilizada posterior, teniendo en cuenta que las plataformas multidireccionales suelen conservar el LCP.



Fig. 3. Modelo LCS (DePuy).

Fundamentos biomecánicos

El fin de las prótesis de inserto móvil es doble: por un lado aumentar el área de contacto femoro-tibial y por otro reducir el desgaste del inserto.

Así como la Total Condylar era el patrón oro en las prótesis fijas de rodilla, en las móviles el

gold standard lo constituye la LCS de DePuy con una experiencia de más de 25 años (26).

La prótesis LCS posee un radio de curvatura mediolateral idéntico para los dos cóndilos femorales. Además los cóndilos poseen el mismo radio en el plano anteroposterior durante el segmento de la marcha que realiza la carga del miembro inferior (entre 0-30° de flexión) (3). Después de los 30° el radio A-P femoral se convierte a mayor, más acentuado en medial que en lateral, para permitir un efecto de pseudo-leva en la flexión a más de 90°. Este mecanismo previene el impingement del fémur posterior contra la tibia en la flexión.

Dicho de otro modo, los radios de curvatura en el momento de carga de la marcha constituyen una esfera. (son iguales en AP y mediolateral). Esto permite dos efectos sobre el polietileno: el primero es el de aumentar el área de contacto en torno a los 800-900 mm², lo que permite mantener unas fuerzas de estrés por unidad de superficie en torno a los 4'9 MPa. El segundo es permitir una superficie de contacto de 400-500 mm² con malalineaciones moderadas (5), (mucho mayores de las que hemos visto para modelos de prótesis fija). Si bien es cierto todas las marcas comerciales no alcanzan estas cifras y por ejemplo el modelo Interax (Stryler/Hommedica) sólo alcanza áreas de 215 mm² (1), muy por debajo de la LCS, pero todavía superiores a los modelos habituales de prótesis.

Con todo se ha estimado la reducción de las fuerzas de estrés en el polietileno en torno al 66% respecto de los modelos normales (1). El aumento de superficie y su consiguiente disminución de presión, podrían permitir el grosor del inserto a 5 ó 6 mm si el peso del paciente lo permite sin aumentar excesivamente la carga del inserto (5).

Siguiendo con el polietileno, uno de los beneficios de las MBP es la disminución del fenómeno de «backside wear». La explicación de este fenómeno se debe a la desaparición de movimientos multidireccionales que ocurren en la subsuperficie del polietileno en favor de los unidireccionales, con la orientación de las fuerzas en el inserto en un sólo sentido.

Uno de los problemas del platillo tibial es el material de constitución. El titanio no es un buen material para proveer una superficie de deslizamiento por su incompatibilidad para for-

mar una base lisa y altamente pulida que permita la movilidad del inserto. Por ello hoy en día nos vemos obligados a establecer platillos de cromo-cobalto con una superficie que sea igual que la de los cóndilos femorales (50-47).

La simple movilidad rotatoria del platillo le permite trasladarse en la base tibial para alinearse con el componente femoral y maximizar el área de contacto y disminuir las fuerzas de estrés. Esta disminución incrementa la longevidad del inserto. La malrotación puede ocurrir durante la cirugía y se asocia con delaminación del inserto (1,4,25,10).

Una ventaja adicional es la autoalineación del sistema extensor, el cual se ve muy afectado por las malrotaciones. El sistema móvil permite un centraje de la rótula con un mantenimiento del ángulo Q más fisiológico (56).

Movimientos anormales de las MBP

En el afán de buscar un modelo protésico que alcance un movimiento fisiológico, tal cual en de la rodilla normal, las prótesis de platillo móvil tampoco lo han conseguido.

Aunque la colocación quirúrgica se realice siguiendo el eje transepicondilar (26), se ha observado que los centros de rotación difieren de la bipedestación a la marcha (45). En la primera, la conformación tibio-femoral completa denota un punto central de rotación. En la segunda este punto es lateral y se demuestra cuando la rodilla se flexiona más allá de la conformación completa y los cóndilos se deslizan a anterior. Cinéticamente podemos comprobar estos hechos con el trabajo de Watanabe (47) realizado sobre el modelo DBK. Describe unos movimientos especiales que no se observan en una rodilla normal a expensas de un pivote lateral de 0 a 60° de flexión, un pivote central de 60 a 100° y un fenómeno de rollback bicondilar de 100 a 120°. Estos pivotes se dan por un movimiento anterior mucho más acentuado del cóndilo medial que del lateral en la flexión media. El pivote central se produce por un mantenimiento del movimiento anterior del cóndilo medial mientras el cóndilo lateral inicia un desplazamiento a posterior.

Patel (9) nos habla del modelo MBK (Zimmer) de «carga sin limitación» en donde el po-

lietileno no fijo sobre un pivote le permite tener varios centros de rotación (central, medial y lateral) sin ninguna predisposición por el fisiológico. Esto permite a este tipo de prótesis mejorar las fuerzas de compresión axial y de rotación en los tests de viraje. Con ello cada rodilla puede determinar su propia posición neutra y su rotación dependiendo de su actividad.

Se ha descrito numerosas anomalías cinéticas: movimiento anterior femoral paradójico, traslación femoral, patrones de rotación axial invertido, lift-off normal e inverso (18)... La traslación anterior se da en el 60% de los casos desde el golpe de talón en el suelo hasta levantarlo (lo contrario que en la rodilla normal). El «screw-home» invertido se da en el 25% de los casos con la flexión profunda y el 40% con la marcha. El «lift-off» se da en más del 90% de los implantes, siendo más frecuente en el lado lateral en la fase media de la marcha.

Scuderi (10) define el movimiento de «drawer» anterior (arrastramiento). Consiste en una combinación del movimiento paradójico anterior del inserto (entorno a 4 mm) y el máximo movimiento posterior que se da entre 90° a 10° de flexión de la rodilla entre la tibia y el inserto.

Este «drawer» en las rodillas normales está restringido por el ligamento cruzado anterior.

Imagi (11) realiza una simplificación de la cinética de las MBP a través de un estudio in vivo que traslada a una simulación por PC. En relación a las áreas de contacto y las presiones de estrés establece 3 grupos:

15, 45 y 60° de flexión. A los 15° el contacto no está presente en la zona más cóncava del inserto y la presión de contacto es bastante uniforme. A 45° la zona de contacto se desplaza de posterior a anterior, a la zona más cóncava del inserto siendo las mayores zonas de presión las próximas al inserto. Finalmente entorno a 60° de flexión el patrón es similar a los 15° pero con menores presiones de contacto.

Todos estos fenómenos podrían determinar consecuencias negativas: disminución del grado de flexión de la rodilla, reducción de la potencia cuadricepsal y riesgo aumentado del desgaste del polietileno (17).

No hemos comentado nada acerca de las posibles laxitudes ligamentosas y los posibles problemas que acarrearán, pero no podemos concluir esta exposición sin definir el término «spin-out»

(56,12). Al hablar de «spin-out» nos referimos a la dislocación del inserto y su frecuente rotación de 90°, perdiendo la congruencia con el componente femoral y quedándose muchas veces en el receso cuadricepsal. Se produce durante la flexión profunda. Ocurre cuando se minimiza la importancia de la tensión del recorte para la flexión y muchas veces la imposibilidad de reducción cerrada obliga a una nueva cirugía para colocar un nuevo inserto con platillos más profundos («deep-dish insert») que aunque estabiliza la rodilla le resta movilidad.

Resultados de las «mobile-bearing prosthesis»

Dennis (56) habla de las ventajas de las MBP y en particular de los modelos de platillo en plataforma como las más predecibles y exitosas clínicamente.

Stiehl (26) propone el estudio de la biomecánica de este tipo de prótesis ante la mejora en la usura del polietileno y la práctica ausencia de casos de osteólisis en los seguimientos a largo plazo.

Probablemente una de las mayores revisiones realizada sobre este tipo de modelos es el publicado por Sorrells (22) para la LCS (DePuy). Analiza los resultados de 1000 rodillas consecutivas en un periodo de 15 años con una supervivencia del 92'4% y 3% de revisiones, de las cuales la mitad se realizaron por error técnico del cirujano en la hora del implante primario, según el propio autor.

Chen (46) estudia un total de 923 individuos a lo largo de 13 años con una supervivencia del 90'3%. Tuvo que realizar 42 revisiones en las que 15 correspondieron a recambio de polietileno y un gran porcentaje del resto se debieron a problemas rotulianos y de mala fijación, ya que su serie es sobre modelo no cementado.

Lamb (12) compara los modelos fijos con los móviles. No constata diferencias respecto al dolor, flexión, radiología inicial, arco de movilidad o alineación femorotibial. Observa una mayor tasa de recambio en las móviles por fallos de rótula y del polietileno, y un aumento en las líneas de radiolucencia (12% por 2% en las fijas) en la interfase hueso-cemento aunque ninguna prótesis se soltó.

Woolson (16) compara la LCS (DePuy) con la NexGen (Zimmer) en una serie en donde la co-

locación de la prótesis en los dos tipos es realizada siempre por el mismo cirujano. Observa más revisiones en las MBP por fallos de inserto tanto patelar como de la plataforma rodante. Sin embargo no observa ninguna diferencia en 7 parámetros funcionales en las prótesis sin problemas: puntuaciones funcionales, promedio de flexión de rodilla, arco de movimiento, alineamiento femorotibial, alineamiento radiológico, disminución del dolor y capacidad para subir escaleras. También encuentra un mayor número de radiolucencias en las móviles (12%) no siendo todas las prótesis cementadas.

Algunos autores prefieren realizar las comparaciones sobre un mismo individuo. Ranawat (14) compara las dos versiones de la PFC Sigma (DePuy); la movilidad bilateral fue entorno a los 120° y el paciente no mostró ninguna preferencia de rodilla o diferencia de dolor. Chiu (13) compara 16 pacientes portadores de una LCS (DePuy) en un lado y una AMK (Zimmer) en el otro. De los 16 casos, 13 no encontraron ninguna diferencia entre las dos rodillas y en los otros 3 el paciente tenía cierta predilección por la rodilla donde llevaba la prótesis de platillo móvil. La movilidad media fue de 0-97° en los dos modelos.

Estos son algunos ejemplos de estudios que hablan a favor de las mobile bearing prostheses. También hay detractores de estos modelos que prefieren hasta cierto punto ser más conservadores y permanecer fieles a los modelos clásicos. Si bien es cierto que la colocación de estos modelos es más exigente técnicamente por la necesidad de un perfecto equilibrio entre los recortes óseos y la estabilidad ligamentosa, las ventajas de sufrimiento de la misma prótesis parecen ser las que favorecen a estos modelos sobre los fijos. A pesar de ello las revisiones de la Cochrane Library (15) no se atreven a decantarse por la superioridad de ninguno de los dos tipos.

CONCLUSIONES

Resulta difícil el poder hacer una evaluación sobre el papel de la artroplastia total de rodilla. Si bien su objetivo fundamental se ha cumplido, el de disminuir el dolor del enfermo provocado por una patología articular degenerativa, sus ob-

jetivos secundarios son los que están creando un amplio fórum de debate en la sociedad ortopédica actual.

La presencia de distintos modelos comerciales y la presencia de distintas modalidades de prótesis nos denota la falta de unanimidad ante muchos criterios. Es verdad que determinados supuestos tienen un consenso invariable, como el caso de la colocación de prótesis estabilizadas posteriores en el caso de debilidad ligamentosa, pero muchos otros no presentan esta definición de criterio. Hemos analizado a lo largo de toda la exposición alguno de estos casos donde el criterio invariable de un cirujano aconsejando a sus colegas la colocación de un tipo de prótesis no ha sido respaldado por otros estudios. Del mismo modo también hemos podido constatar los distintos resultados de algunos modelos comerciales.

Pero sin duda alguna el centro de este trabajo lo constituía la biomecánica de las artroplastias de rodilla. Ya dejábamos notar en la introducción que para poder entender la biomecánica del implante era necesario entender la de la rodilla normal. Los patrones que se han utilizado para la fabricación de los implantes se basan en esta biomecánica y su propósito es el de acercarnos al gran reto que se nos plantea: conseguir una rodilla no natural con el mismo funcionamiento que la fisiológica.

Aunque la idea fundamental de todo cirujano ortopédico es la que acabamos de establecer, el escepticismo también se está acercando al campo de la cinemática. Uvehammer (19) ya indica que no conocemos todavía la cinemática óptima requerida para un recambio articular protésico y que probablemente el patrón cinemático de una prótesis de rodilla no tenga por qué reproducir necesariamente el de una rodilla normal.

La monstruosa variedad de elección disponible a nuestro alcance (polietilenos, estabilizaciones, modelos comerciales, platillos y meniscos móviles, etc...) no nos ha de hacer medrar en el deseo de conseguir para nuestros propósitos aquello que mejores resultados nos proporcione.

Es imposible intentar abarcar en un trabajo de estas dimensiones todos los aspectos relacionados de algún modo con la prótesis de rodilla. Aspectos tan importantes como la estabilidad li-

gamentosa pre y post-cirugía, la dinámica rotuliana con sus posibilidades de actuación en quirófano, los novedosos métodos de alineación por navegación y estabilización de los implantes durante la cirugía, los malos resultados de la misma, los recambios protésicos o la simple manera de colocación, han sido obviados y, de algún modo la realización del trabajo se ha basado en la parte impersonal de la sustitución protésica. Impersonal en tanto en cuanto hemos hablado de problemas que más tienen que ver con los ingenieros que con los pacientes.

Hemos de tener en cuenta al paciente. Cada individuo requiere un implante y un estudio pormenorizado de su estado. Este hecho es fundamental e impresindible. Las series de casos publicadas representan precisamente esto, series de casos en los que se ha aplicado un mismo tratamiento y en las que se deja al individuo como parte de un todo. La amplia gama de materiales que se nos presenta ha de permitirnos el aconsejar el más indicado en cada uno de los casos valorando precisamente esto: cada uno de los casos, valorando tanto el tipo de implante como el tipo de enfermo.

La investigación actual se divide en múltiples frentes que no tardarán en darnos resultados fiables respecto a investigaciones cinemáticas, de materiales, de fijación, de mejora de movilidad... De la misma forma los nuevos métodos diagnósticos y sus aplicaciones también nos sirven para alcanzar este mismo fin: la aplicación de la RMN es claro ejemplo de ello. La robótica con la construcción de nuevos modelos de simulación de movimiento articular permite tanto realizar estudios sobre modelos protésicos, sobre materiales comprobando su desgaste por cantidad de uso o sobre alteraciones hipotéticas que puedan acelerar el desgaste.

Con todo ello las prótesis de platillos y meniscos móviles están tomando gran importancia en el mundo actual. Aunque su aplicación es ya dilatada en el tiempo, la comprobación de que su cinética se aproxima más a la real y la disminución en la tasa de desgaste del polietileno por una redistribución de las mismas cargas sobre más superficie, han hecho que sea necesario adquirir experiencia en este tipo de modelos. La simple rotación de 5° en varo/valgo sobre el eje tibial ha permitido disminuir considerablemente una de las fuerzas que más acentuaba el des-

gaste de la prótesis por dos frentes. El primero en la interfase hueso con cemento o en su defecto por el sistema de fijación del platillo tibial. El segundo en la interfase inserto-metal tanto entre el fémur y el polietileno (por la mejor reordenación de fuerzas en el seno del inserto que disminuye su usura), como en la zona tibia-polietileno al disminuir el fenómeno de backside-wear y los de desgaste propio de esta interfase.

Las perspectivas de futuro se basan en la investigación. Las prótesis de plataforma móvil parece ser que están dando unos resultados muy alentadores, pero todavía se han de mejorar los implantes para conseguir una funcionalidad lo más aecada a la normalidad que se pueda.

BIBLIOGRAFÍA

1. STUKENBORG-COLSMAN C, OSTERMEIER S, HURSCHLER C, WIRTH C J. Tibiofemoral contact stress after TKA: Comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. *Acta Orthop Scand* 2002; 73: 638-646.
2. MATSUDA S, WHITESIDE L A, WHITE S E. The effect of varus tilt on contact stresses in TKA: A biomechanical study. *Orthopedics* 1999; 22: 303-307.
3. OTTO J K, CALLAGHAN J J, BROWN T D. Contact mechanic influences on interface mobility of a rotating platform total knee. *BED Vol 50*, 2001 Bioengineering Conference, ASME 2001. Disponible en www.asme-pinotec.com/bio2001/data/pdfs/a0036567.pdf.
4. D'LIMA D D, CHEN P C, COLWELL C W. Polyethylene contact stresses, articular congruity, and knee alignment. *Clin Orthop Rel Res* 2001; 392: 232-238.
5. KILGUS D J. Polyethylene wear in mobile-bearing prostheses. *Orthopedics* 2002; 25 (Suppl 1): 227-233.
6. CHENG C K, HUANG C H, LIAU J J, HUANG C H. The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile-bearing knee prostheses – a biomechanical study. *Clin Biomech* 2003; 18: 231-236.
7. MCEWEN H M J, BARNETT P I, BELL C J, FARRAR R, AUGER D D, STONE M H, FISHER J. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *J Biomech* 2004; Article in press. Disponible on-line desde el 2 de Abril de 2004. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.015.
8. LIAU J J, CHENG C K, HUANG C H, LO W H. The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses-a finite element analysis. *Clin Biomech* 2002; 17: 881-886.
9. PATEL V V, HALL K, RIES M, LOTZ J, OZHINSKY E, LINDSEY C, LU Y, MAJUMDAR S. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res* 2004; 22: 283-292.

10. SCUDERI G R, CLARKE H D. Cemented posterior stabilized TKA. *J Arthroplasty* 2004; 19 (Suppl): 17-21.
11. VILLA T, MIGLIAVACCA F, GASTALDI D, COLOMBO M, PIETRABISSA R. Contact stress and fatigue life in a knee prosthesis: Comparison between in-vitro measurements and computational simulations. *J Biomech* 2004; 37: 45-53.
12. LAMB S E, FROST H. Recovery of mobility after knee arthroplasty: Expected rates and influencing factors. *J Arthroplasty* 2003; 18: 575-582.
13. Chiu K Y, Ng T P, Tang W M, Lam P. Bilateral TKA: One mobile-bearing and one fixed-bearing. *J Orthop Surg* 2001; 9: 45-50.
14. RANAWAT A S, ROSSI R, LORETI I, RASQUINHAV J, RODRIGUEZ JA, RANAWAT C S. Comparison of the PFC Sigma fixed-bearing and rotating-platform total knee arthroplasty in the same patient. *J Arthroplasty* 2004; 19: 35-39.
15. JACOBS W, ANDERSON P, LIMBEEK J, WYMENGA A. Mobile bearing vs fixed bearing prostheses for total knee arthroplasty for post-operative functional status in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis (Cochrane review). Abstract. *The Cochrane Library*; Disponible en www.cochrane.org/cochrane/revabstr/ab003130.htm.
16. WOOLSON ST, NORTHROP G D. Mobile versus fixed-bearing TKA. *J Arthroplasty* 2004; 19: 135-140.
17. SARASQUETE J, CELAYA F, LLAUGER J, JORDAN M, DEL POZO P. Estudio de la movilidad meniscal con TAC en protesis totales de rodilla con soportes moviles de polietileno. *Rev Ortop Traumatol* 2003; 47: 182-187.
18. HAAS B D, KOMISTEK R D, DENNIS D A. In vivo kinematics of the low contact stress rotating platform total knee. *Orthopedics* 2002; 25 (Suppl 1): 219-226.
19. UVEHAMMER J. Knee joint kinematics, fixation and function related to joint design in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 2001; 72 (Suppl 299): 1-52.
20. CROCKARELL J R, GUYTON J L. Artroplastia de tobillo y rodilla. En: Terry-Canale S, editor. *Campbell cirugía ortopédica. Volumen 1*. 10ª edición. Madrid: Elsevier SA, 2003; p 243-313.
21. JOSA BULLICH S, DACHS CARDONA F, ESTANY A. Clasificación de las prótesis de rodilla y su evolución histórica. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 435-443.
22. SORRELLS R B. The clinical history and development of the low contact stress total knee arthroplasty. *Orthopedics* 2002 ; 25 (Suppl 1): 207-212.
23. MUNUERA L. Principios básicos en el diseño de las prótesis de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 445-456.
24. BERCOVY M. Prothèses totales au genou: Pour ou contre les plateaux mobiles. En: www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic.
25. WALKER P S, KOMISTEK R D, BARRET D S, ANDERSON D, DENNIS D A, SAMPSON M. Motion of amobile bearing knee allowing translation and rotation. *J Arthroplasty* 2002; 17: 11-19.
26. STIEHL J B. Worl experince with low contact stress mobile-bearing total knee arthroplasty: A literature review. *Orthopedics* 2002; 25 (Suppl 1): 213-217.
27. RANAWAT C S, FLYNN W F, SADDLER S, HANSRAJ K K, MAYNARD M J. Long-Term Results of the Total Condylar Knee Arthroplasty: A 15-year survivorship study. *Clin Orthop* 1993; 286: 94-102.
28. BLACK J. Requirements for successful total knee replacement: material considerations. *Orthop Clin N Am* 1989; 20: 1-13.
29. EWALD F C, JACOBS M A, MIEGEL R E, WALKER P S, POSS R, SLEDGE C B. Kinematic total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66: 1032-1040.
30. MCCASKIE A W, DEEHAN D J, GREEN T P, LOCK K R, THOMPSON J R, HARPER W M, GREGG P J. Randomised, Prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement. Results of press-fit condylar total knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg (Br)* 1998; 80: 971-975.
31. CALLAGHAN J J, SQUIRE N W, GOETZ D D, SULLIVAN P M, JOHNSTON R C. Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2000; 82: 705-711.
32. KHAW F M, KIRK L M G, MORRIS R W, GREGG P J. A randomised, controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar knee replacement. Ten-year survival. *J Bone Joint Surg (Br)* 2002; 84: 658-666.
33. AKIZUKI S, TAKIZAWA T, HORIUCHI H. Fixation of a hidroxiapatite-tricalcium phosphate-coated cementless knee prosthesis, clinical and radiographic evaluation seven years after surgery. *J Bone Joint Surg (Br)* 2003; 85: 1123-1127.
34. MORGAN-JONES R L, ROGER G J, SOLIS G, PARISH E N, CROSS M J. Meniscal bearing uncemented total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18: 41-44.
35. NAVARRO-QUILIS A, CARRERA L. Nuevo diseño del componente tibial en las prótesis totales de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 457-464.
36. POPOVIC N, LEMAIRE R. Anterior knee pain with a posterior-stabilized mobile-bearing knee prosthesis: The effect of femoral component design. *J Arthroplasty* 2003; 18: 396-400.
37. www.traumaweb.com
38. DESJARDINS J D, WALKER P S, HAIDER H, PERRY J. The use of a force-controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity. *J Biomech* 2000; 33: 1231-1242.
39. CHIU K Y, NG T P, TANG W M, POW W P. Knee flexion after total knee arthroplasty. *J Orthop Surg* 2002; 10: 194-202.
40. UVEHAMMER J, KARRHOLM J, BRANDSSON S. In vivo kinematics of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82: 499-505.

41. NELSON C L. TKA with preservation of the posterior cruciate ligament. *Univ Pennsylvania Orthop J* 1999; 12: 96-100.
42. SCUDERI G R, PAGMANO M W. The rationale for posterior criciate substituting in total knee arthroplasty. *J Orthop Surg* 2001; 9: 81-88.
43. STUKENBORG-COLSMAN C, OSTEMEIER S WENGER K H, WIRTH C J. Relative motion of a mobile bearing inlay after TKA: Dynamic in vitro study. *Clin Biomech* 2002; 17: 49-55.
44. http://pt.wayne.edu./WSUPT/couese-pages/gs2002content/pdf/lloyd_TKA.pdf.
45. BANKS S A, HARMAN M K, BELLMANS J, HODGE W A. Making sense of knee arthroplasty kinematics: News you can use. *J Bone Joint Surg (Am)* 2003; 85(Suppl 4): 64-72.
46. CHEN E, ELLIS R E, BRYANT J T, RUDAN J F. A computational model for postoperative knee kinematics. *Medical image analysis* 2001; 5: 317-330.
47. WATANABE T, YAMAZAKI T, SUGAMOTO K, TOMITA T, HASHIMOTO H, MAEDA D, TAMURA S, OCHI T, YOSHIKAWA H. In-vivo kinematics of mobile-bearing knee arthroplasty in deep knee bending motion. *J Orthop Res* 2004; In Press, corrected proof. Disponible on line desde el 1 de abril del 2004.
48. NOBLE P, CONDITT M A, WOODY J, PARSLEY B S, COLWELL C W. The PCL significantly affects the functional outcome of total knee replacement. *J Arthroplasty* 2004; 19: 255 (Abstract)
49. DENNIS D, KOMISTEK R, SCUDERY G, ARGENTSON J N, INSALL J, MAHFOUZ M, AUBANIAC J M, HAAS B. In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a uni-compartmental or total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 2001; 83 (Suppl 2): 104-115.
50. CALLAGHAN J J, INSALL J N, GREENWALD S, DENNIS D, KOMISTEK R, MURRAY D W. Mobile-bearing knee replacement. Instructional Course Lecture. *J Bone Joint Surg (Am)* 2000; 82: 1020-1041.
51. LI G, ZAYONTZ S, MOST E, OTTERBERG E, SABAG K, RUBASH H. Cruciate-retaining and cruciate-substituting total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16 (Suppl 1): 150-156
52. BANKS S A, BONIFORTI F, FREEGLY B J, RAHMAN H, REINSCHMIDT C, ROMAGNOLI S. The kinematics of deep flexion in bi-cruciate retaining sufacing knee arthroplasty. *49th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society*, Paper 1323
53. BANKS S A, BONIFORTI F, FREEGLY B J, REINSCHMIDT C, ROMAGNOLI S. In vivo gait and stair kinematics in patients with uni and bi-unicondylar knee arthroplasty. *50th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society*, Paper 0243
54. BLAHA J D. A medial pivot geometry. *Orthopedics* 2002; 25: 963-964
55. NEVELOS J. Surface engineering of prosthetic knee components. *The knee* 2004; 11: 163-167
56. DENNIS D, LYNCH C. Rotating platform total knee arthroplasty. www.medescape.com/viewprogram/3133_pnt
57. HARMAN M K, BANKS S A, HODGE W A. Polyethylene damage and knee kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 2001; 392: 383-393.
58. FREEMAN MAR. Knee kinematics. *II curso internacional de artroplastias*. Barcelona , Marzo 2001; pág. 87-88.