

Biomecánica de la rodilla

Biomechanics of the knee

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

La biomecánica de la rodilla todavía no se conoce exactamente. Diversos patrones se han establecido, pero ninguno ha alcanzado el funcionamiento real de la articulación. Revisamos la bibliografía y presentamos la evolución del entendimiento del movimiento de la rodilla hasta llegar al modelo de seis grados de libertad en la zona patelofemoral y en la tibiofemoral. Este modelo parece ser el más aproximado a la realidad en cuanto a la cinemática de la rodilla.

Palabras clave: *Cinemática de la rodilla, biomecánica de la rodilla, seis grados de libertad.*

Sanjuan Cerveró R., Jiménez Honrado P. J., Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., Fenollosa Gómez J.
Biomecánica de la rodilla
Patología del Aparato Locomotor, 2005; 3 (3): 189-200

Correspondencia:

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

ABSTRACT

Knee's biomechanics is not well known yet. A large number of patterns has been established, but neither of them has reached the right articular movement. We review the literature and present the understanding about knee movement until six grades of freedom model in patello-femoral and tibio-femoral zones. This model seems to be the most approximate to reality in knee kinematics.

Key words: *Knee kinematics, knee biomechanics, six degree of freedom.*

Sanjuan Cerveró R., Jiménez Honrado P. J., Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., Fenollosa Gómez J.
Biomechanics of the knee
Patología del Aparato Locomotor, 2005; 3 (3): 189-200

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

1. INTRODUCCIÓN

La rodilla, compuesta por dos cóndilos asimétricos que articulan sobre dos superficies tibiales también asimétricas, tiene un funcionamiento particular y propio difícil de entender. Tal es su dificultad que los modelos más básicos de biomecánica aplicados tan sólo hace unos años distaban de la realidad y no eran capaces de explicar determinados fenómenos de la movilidad articular. Otro de los problemas se centra, aún hoy en día en utilizar los conocimientos mecánicos aplicados para el diseño de artroplastias que busquen una movilidad lo más fisiológica posible.

El modelo de seis grados de libertad explica de modo simplificado la cinemática de la articulación. Los modelos basados en estudios por RMN sin embargo, tratan de acercarnos a una visión mucho más fisiológica del movimiento de la rodilla.

Tras analizar someramente la cinética de la rodilla, vamos a ver en primer lugar los modelos básicos en la biomecánica articular que se ha ido desarrollando a lo largo del tiempo, para, poco a poco, introducir los últimos conceptos existentes sobre una revisión bibliográfica que no para de actualizarse día a día.

2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA EN CONDICIONES NORMALES

La biomecánica (1) es una ciencia en desarrollo. Pretende estudiar los efectos de la energía y las fuerzas de los sistemas biológicos mediante la aplicación de las leyes de Newton sobre la mecánica a seres vivos. En ciencias ortopédicas su importancia radica en el desarrollo y diseño tanto de reemplazos articulares como de medios de fijación de osteosíntesis.

Dentro de la mecánica del movimiento (2) podemos describir el mismo independientemente de las sollicitaciones mecánicas que se originan desde él (cinemática) o dependientemente de ellas (cinética).

En el caso de la rodilla (3) los conceptos biomecánicos todavía presentan dudas. Trataremos de realizar un análisis de los diferentes modelos históricos de la biomecánica de la rodilla presentando primeramente los conceptos básicos sobre la cinética para pasar más detenidamente a la cinemática.

2.1. Cinética de la rodilla

La cinética busca la realización de un modelo sobre el que se aplican determinadas fuerzas y momentos en su superficie, provocan sobre él un movimiento y deformación (1). Con ello se estudian los ejes tanto anatómicos como mecánicos, relacionándolos con los ángulos y fuerzas que actúan en reposo sobre la rodilla.

Según Josa Bullich (2), la rodilla sin movimiento está sometida a una serie de fuerzas resultado del mismo peso del cuerpo y de la gravedad:

- Desviaciones varizantes: Distancia existente entre el eje de gravedad del miembro inferior y el centro de la rodilla medida en milímetros y suele oscilar en torno a los 45 mm. Esta es la desviación varizante global; del mismo modo se puede definir la desviación varizante intrínseca (entre el eje mecánico del miembro y el centro de la rodilla) y la extrínseca (entre la línea de gravedad y el eje mecánico), pero todas denotan una tendencia al desplazamiento en varo de la rodilla de aproximadamente 170° al relacionar los ejes anatómicos femoro-tibiales en apoyo bipodal.
- Compresión frontal: Se presenta una resultante (R) de dos fuerzas; el peso corporal y la acción muscular. Esta resultante coincide con las espinas tibiales y su desviación a medial o lateral provocará deformidades artrósicas a expensas de varo o valgo respectivamente.
- Cizallamiento articular: Corresponde a la fuerza que se produce a través del apoyo de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales. El sobrepasar sus límites provoca lesiones cartilaginosas y meniscales.
- Cizallamiento frontal: Corresponde a la carga de los cóndilos femorales por la morfología diafisaria del mismo fémur.
- Cizallamiento sagital: Son los movimientos descritos de rodamiento y deslizamiento que veremos más adelante.

2.2. Cinemática de la rodilla

La cinemática (1) es el estudio de las relaciones entre las posiciones, velocidades y aceleraciones

ciones de cuerpos rígidos, sin preocuparse de cómo son causados los movimientos, o sea, la cinemática describe la geometría del movimiento.

A lo largo del tiempo se han presentado distintos modelos de cinemática de la rodilla (3,5) basándose en la premisa de la descripción de la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la articulación a estudiar. Estos modelos han ido evolucionando desde el movimiento en dos planos (o dos grados de libertad) hasta los más recientes en seis planos (o seis grados de libertad, traducción anglosajona). Las bases de este modelo las aplica Fisher (4) al estudio con TAC de la cinemática articular.

I. Modelo de bisagra

Es el primero en describirse. La movilidad se caracteriza por la rotación sobre un eje único situado entre el miembro fijo; esta rotación es la flexión de la rodilla. El modelo, como vemos, se basa en sólo dos planos (Fig. 1).

II. Modelo planar o del centroide

Otro de los modelos de 2 grados de libertad establecidos de modo paralelo. (3) Postula que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y que actúa como centro de rotación. Calculado a partir de la bisectriz perpendicular a dos puntos de referencia identificados en Rx de perfil, en la cual al superponer otra Rx con variación de la movilidad del fémur, provoca la aparición de dos puntos que al unirlos permite el cálculo de su perpendicular. Si repetimos el proceso podemos dibujar una línea que conecta todos los centros instantáneos de rotación y que se denomina "poloide" (6) o "cardioide" del centro instantáneo de rotación (Fig. 2).

El modelo permite los movimientos de rodamiento o rotación A-P y de deslizamiento o traslación A-P (3) de predominio posterior con la flexión con el mismo patrón que el poloide, lo que es importante para mantener el punto de contacto de la superficie debajo del centro instantáneo para reducir el deslizamiento (1) (Fig. 3).

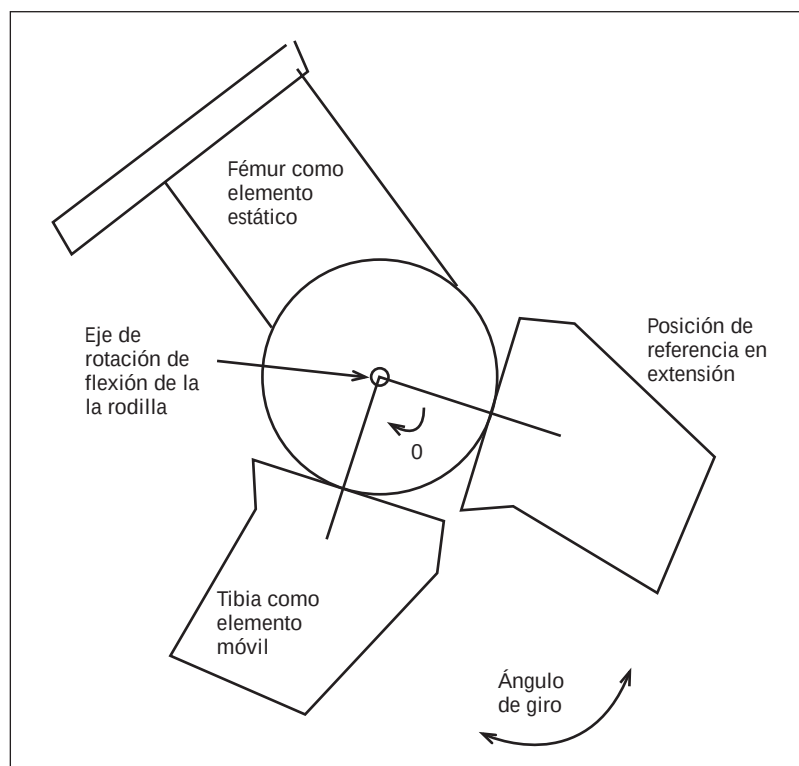


Fig. 1. Modelo en bisagra. La articulación se desplaza en torno a un ángulo desde el punto de referencia.

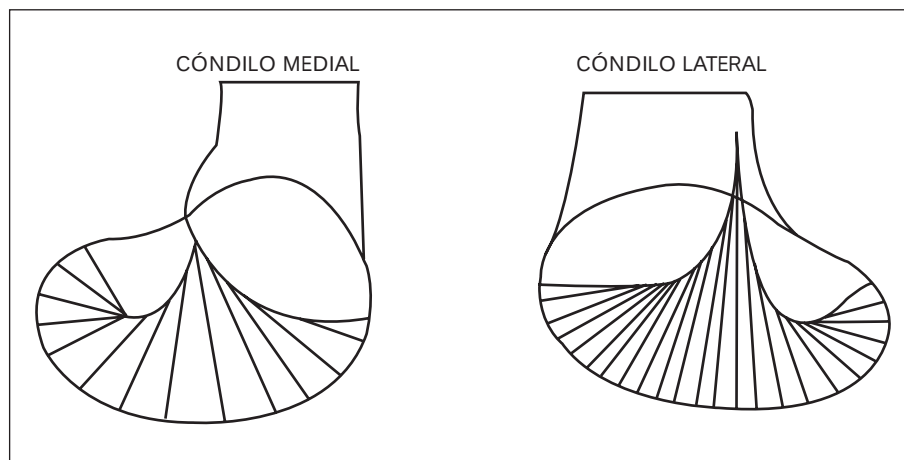


Fig. 2. Diagrama sagital de ambos cóndilos femorales mostrando los centros instantáneos de rotación formando el poloide.

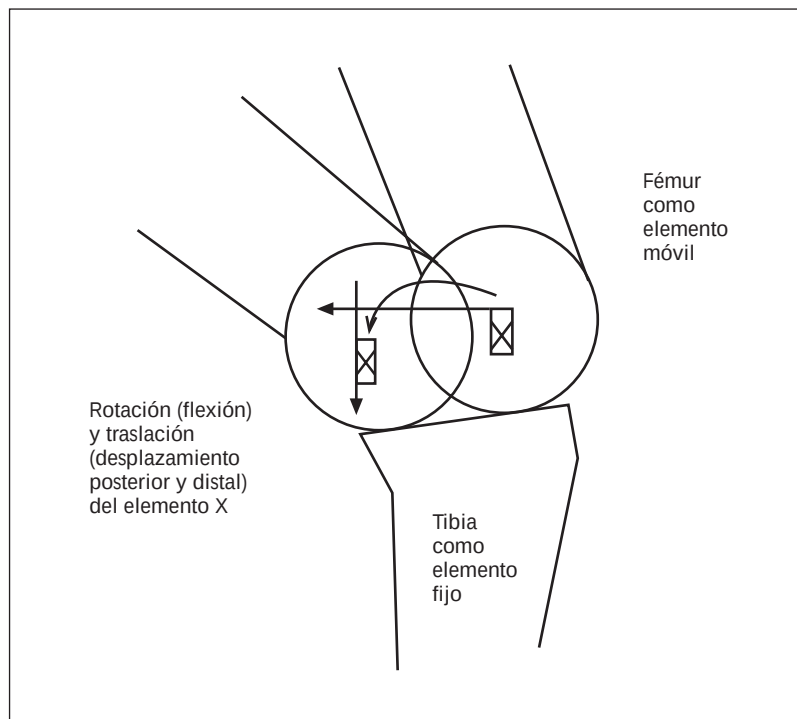


Fig. 3. Modelo planar o del centroide donde el desplazamiento se cuantifica en un vector tangente a la línea articular y perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femoro-tibial.

Para cuantificar el movimiento se traza un vector perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femorotibial y tangente a la tibia; en condiciones normales el desplazamiento articular tiene una dirección coaxial con la interlínea articular, pero con alte-

raciones de la rodilla el vector representa una distracción o una compresión sobre los platillos tibiales (6).

A pesar de esto otros problemas se nos plantean con la teoría planar (3): un alto error de sensibilidad, la dificultad para marcar los puntos de re-

ferencia en las Rx laterales y la imposibilidad de representar la movilidad tridimensionalmente. Estos puntos han hecho fracasar el modelo.

III. Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras

Este mecanismo de eslabonamiento mecánico de cuatro barras establece dos eslabones óseos (inserciones de los ligamentos cruzados en tibia y fémur unidas por una línea cada una de ellas) y dos eslabones ligamentosos (el LCA y el LCP). Considera la flexo-extensión en el plano sagital y el rodamiento del fémur sobre la tibia con la flexión al permitirse este último por la tensión isométrica en todas sus fibras de los ligamentos. (1) Con ello los cruzados se consideran como una barra rígida con un centro de rotación situado en el punto donde se cruzan (3).

El problema es que considerar el LCA y el LCP como unas estructuras que actúan de modo isométrico durante la flexo-extensión es una simplificación biomecánica poco ajustada a la realidad, ya que los cruzados actúan con fibras en distinta tensión en cada momento. No hay tensión en aproximadamente un 40% del ciclo y no como un todo (7) por ser estructuras espirioides con fibras enrolladas sobre ellas mismas responsables del acerrojado final del complejo fémur/tibia (Fig. 4).

Otra de las cuestiones a considerar es que la rotación tibial, las traslaciones laterales y la abducción-aducción se ignoran como modelo de dos grados de libertad que se trata (3).

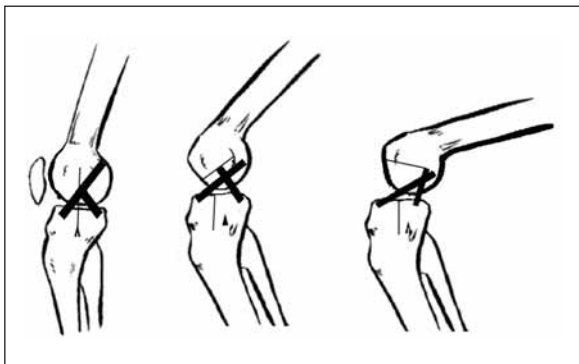


Fig. 4. Modelo esquemático de la teoría de las cuatro barras en donde se puede observar el desplazamiento posterior del fémur con la flexión.

IV. Modelo de "ball-and-socket" (bola y rótula)

Modelo en 3 grados de libertad que considera la posición de la rodilla como una esfera en donde los movimientos se definen por 3 planos ortogonales; con ello la movilidad se realiza a través de esferas concéntricas sobre un punto fijo en el miembro en el centro de la articulación. A partir de este centro las posiciones se calculan por las coordenadas de otros dos puntos (3).

Estos tres ejes son:

- A) El eje condilar posterior; va desde las inserciones de los ligamentos laterales de la rodilla y pasa por la intersección de los ligamentos cruzados. Es efectivo en una flexión de 15 a 150° y crea un ángulo con el eje sagital de 7°.
- B) El eje condilar distal se alcanza cuando la rodilla se extiende completamente. Su radio de curvatura es mucho mayor que el anterior.
- C) El eje longitudinal de rotación controlado por los ligamentos (principalmente el colateral medial y el cruzado anterior) y la geometría de los platillos tibiales y los meniscos.

Hay un eje independiente para la articulación femoropatelar (7).

A pesar de ello se cuestiona por no tener en cuenta las traslaciones articulares ya que el eje de rotación longitudinal varía dependiendo de la situación como veremos más adelante.

V. Los modelos esféricos con 2 grados de libertad (3)

Tenemos 2 tipos de variación sobre el patrón anterior.

El primero presenta el miembro como una barra para el análisis del movimiento restringiendo el deslizamiento o roll back y permitiendo la flexo-extensión y la abducción-aducción.

El segundo presenta rotaciones sobre dos ejes alrededor del centro articular (flexión y rotación tibial).

VI. Modelos de 6 grados de libertad

Vamos a ver a continuación como problemas como la distinta curvatura de los cóndilos femo-

rales, la elongación de los mismos, la variación del plano sagital con la flexión o la variación en la concavidad-convexidad de los platillos tibiales (7) tratan de resolverse en un nuevo modelo que adopta el movimiento articular en 3 dimensiones con 6 grados de libertad.

Dentro de él, varias propuestas y variaciones se han presentado (el ángulo Euler, el método de Grood-Suntay...) siendo de entre todos ellos el sistema helicoidal o "helical" en terminología sajona el más difundido.

Este modelo helicoidal es el más usado hoy en día para el estudio de la biomecánica de la artroplastia de rodilla. Realizaremos primeramente un estudio biomecánico para ver después sus aplicaciones.

1. La articulación de 6 grados de libertad (3)

El movimiento definido según este modelo consiste en la traslación y rotación de dos cuerpos uno en relación del otro, o la traslación de puntos específicos de dos miembros uno en relación del otro. No se asumen limitaciones entre la movilidad de los dos cuerpos (Fig. 5).

Podemos diferenciar 3 desplazamientos rotacionales:

- Flexo-extensión sobre un eje medio-lateral definido como una línea cuyos orígenes pueden tener varias posibilidades: a) Línea perpendicular a la inserción proximal del LCP y paralela a la línea epicondilea. b) Línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral y c) Línea que pasa por el centro de los cóndilos femorales. Esta última es la base de la teoría de las dos ruedas que analizaremos posteriormente sobre los estudios in vivo de Freeman y cols. (8-11).
- Adducción-abducción sobre un eje antero-posterior en el centro de la rodilla y normalmente conectado con la tibia situado ligeramente posterior al centro del platillo tibial medial para flexiones medias, pero que en caso de flexiones a 0 y 120° pasa justo por el punto medio de la espina tibial.
- Rotación interna-externa sobre un eje tibial intersección de la línea transepicondilar en el punto medio entre los epicóndilos. De este modo podemos decir que es

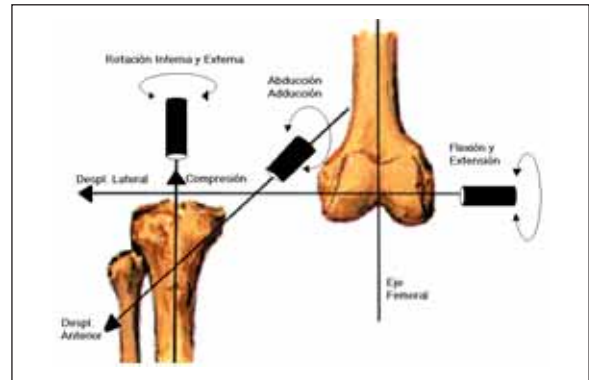


Fig. 5. Representación sobre una rodilla con una prótesis total del modelo de 6 grados de libertad y su representación esquemática mostrando la delimitación de los ejes que sirven como centros de rotación.

la bisectriz del ángulo entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transversal. Esto implica el fenómeno del "lift off" o de despegue de un cóndilo cuando hay abducción o aducción, fenómeno observado en la clínica habitualmente.

Y 3 traslaciones:

- Medio-lateral sobre un eje medio lateral que conecta los puntos más distales de los cóndilos femorales.
- Antero-posterior sobre un eje antero-posterior con respecto a la tibia. Este movimiento ocurre cuando el fémur se traslada anteroposteriormente sobre las superficies articulares de la tibia durante la flexo-extensión. Este eje rota con la flexión de la tibia para mantenerse perpendicular al eje longitudinal de la misma, o sea, paralelo a la superficie articular.
- Compresión-distracción sobre la longitud proximal-distal de la tibia con una angulación de 2° sobre el eje longitudinal de la tibia.

2. El sistema helicoidal (3)

Presenta una pequeña variación conceptual: Define el movimiento relativo en términos de desplazamientos sucesivos y no como sucesión instantánea de posiciones. La motricidad se crea por el desplazamiento de un cuerpo de una posición

a otra como una rotación y una traslación a través de un eje helicoidal o en forma de tornillo.

Para cuantificar la posición relativa se realiza un cálculo matemático basado en coordenadas cartesianas, realizando un cálculo en una matriz de 4x4 elementos a partir de la posición de un elemento fijo (el fémur) ya conocida, para conocer la posición de un elemento móvil (la tibia). Del mismo modo y variando la posición tibial en el tiempo, se puede calcular el desplazamiento de la misma, siempre con el fémur fijo.

Los últimos estudios realizados en la medida del movimiento de la rodilla y la biomecánica utilizan diversos métodos entre los que se encuentran:

- Métodos eléctricos:
 - Goniómetros triaxiales
 - Sistema ISL (Instrumented Spatial Linkage) basado en el uso de potenciómetros unidos a barras fijas.
- Métodos radiográficos:
 - Radiografía biplanar: Basada en la medida de la posición de la rodilla en marcadores radiográficos en Rx realizadas en planos no paralelos.
 - Basados en stereofotogrametría roentgenográfica.
- Métodos videográficos.
- Combinación de técnicas radiográficas y videográficas entre las que se encuentra la fluoroscopia (12) y la cinerradiografía.
- Métodos ultrasonográficos.
- Métodos robóticos.
- Métodos electromagnéticos como los usados por el grupo de Freeman (8-11).

3. Sistemas de las “dos ruedas” (8-11)

Consiste en una nueva variante dentro del modelo helicoidal. Presenta el eje de flexo-extensión, no como un único eje, sino como un eje variante dependiendo de la flexo-extensión. La variación se produce en el momento en que según la superficie condilar podemos encontrar respecto a un plano de contacto (superficie tibial), dos centros de rotación con radio distinto, por cóndilo.

Si unimos las dos circunferencias a dos ejes, tenemos ahora un sistema conformado por “dos ruedas” y “dos barras” que nos permiten calcular un movimiento en relación a un plano preestablecido.

Esto se debe a la superficie elongada y asimétrica de los cóndilos femorales (7).

El cóndilo medial presenta una sección sagital formada por los arcos de dos circunferencias: la anterior o faceta de extensión y la posterior o faceta de flexión que presentan radios no tangentes y causando un ángulo entre los dos centros de 11° (“kink angle”).

La meseta tibial medial presenta del mismo modo una faceta cóncava en extensión (con una angulación de 11° sobre la horizontal) y una faceta de flexión plana que contacta con el fémur entre los 20 a 120° grados de flexión.

El cóndilo lateral constituye una faceta de extensión similar pero una menor faceta de flexión y un menor “kink angle”.

La meseta tibial lateral sólo presenta una superficie convexa de contacto horizontal para con el fémur.

Durante la flexión se produce lo siguiente en el cóndilo medial:

- De 0 a 10° las facetas de extensión contactan entre sí y el centro de la circunferencia se desplaza 2 mm. a posterior.
- De 10 a 30° el centro de rotación se cambia del centro de extensión al de flexión sin desplazamiento mediante un fenómeno de mecedora (“rock”) (18).
- De 30 a 120° las facetas de flexión están en contacto con un movimiento de 2 mm. al final del arco y constituyéndose prácticamente un deslizamiento.

Y el cóndilo lateral:

- De 0 a 10° las facetas de extensión están en contacto.
- De 10 a 90° la faceta de flexión femoral está en contacto con la tibial.
- A más de 90° el contacto se produce entre el fémur y el menisco.
- Entre el arco de 10 a 120° se produce un desplazamiento de 19 mm. sobre la tibia mediante rodamiento y deslizamiento.
- Entre 0 a 10° hay un deslizamiento femoral puro de 2 mm.

En conjunto podemos decir que hay una rotación femoral externa (o tibial interna) de aproximadamente 20°, de los cuales 5° ocurren en los 5 primeros grados de flexión, fenómeno denominado “final de rotación”, “acerrojado” o “screw-home”, entre 5–60° el fémur permanece alineado al eje longitudinal del pie y entre 60–110° se produce de nuevo la rotación de 15° ahora correspondiéndose con 13 mm. de rodamiento.

Con la flexión además se produce el fenómeno de “lift off” o despegue por el cual el cóndilo lateral se eleva en torno a los 2'6 mm. tanto en carga como sin ella.

Respecto a la carga aplicada, sí altera el movimiento condilar en flexo-extensión, provocando un desplazamiento anterior de 4 mm. del cóndilo medial entre 10 y 45° y desplazamiento posterior del cóndilo lateral mayor que si hay descarga.

Con la flexión forzada hasta 160° se produce una rotación interna de la tibia (o externa del fémur) de cerca de 28°, lo que supone un desplazamiento posterior del fémur de 4 mm. El cóndilo lateral parece estar subluxado y el medial permanece en línea con la tibia pero se levanta de ella.

Estos datos están extrapolados a partir de los trabajos de Freeman y cols. En ellos hemos podido constatar una deficiencia en cuanto a la forma que nos plantea una duda; Iwaki (8) establece el rodamiento de 13 mm. en algún punto entre 45 y 90°, Hill (9) lo establece entre 60 y 110° y Nakagawa (10) entre 90 y 133°. Está claro que con la flexión se produce esta angulación tibial de 15°, pero el rango entre 45 y 133° parece excesivo como para conformar un dato fiable.

Finalmente Karrholm (11) confirma los datos anteriores obtenidos mediante análisis con RNM con análisis estereofotogramétrico de Rx (RSA) medido con carga con sólo una pequeña variación con respecto a las mediciones previas.

Por último nos faltaría analizar el efecto que producen las masas musculares sobre la movilidad de la rodilla. Con este fin Li (13) aunque no utiliza el modelo de las “dos ruedas” (utiliza el eje transepicondilar) sí utiliza un modelo de 6 grados de libertad sobre rodillas de cadáver:

- El cuádriceps por sí solo provoca un traslado anterior de la tibia que disminuye al aumentar la flexión, por el contrario a

120° provoca un desplazamiento posterior de la misma y a 150° un paradójico pequeño movimiento anterior. El efecto rotatorio pasa por una rotación interna tibial en extensión que disminuye al aumentar el grado de flexión siendo a 150° interna.

- Los músculos posteriores del muslo (bíceps, semimembranoso y semitendinoso) crean un desplazamiento posterior tibial hasta 120° que cambia a anterior a 150°. Provocan una rotación externa tibial con un máximo a 90° y de modo ligero a 150° (1,5°).
- El efecto combinado de la musculatura anterior y posterior del muslo crea los efectos ya comentados: traslación anterior de la tibia de 0-10° que varía a posterior entre 60 y 120° y que a 150° presenta un ligero componente anterior. Con respecto a las rotaciones son internas con escasa flexión y externas a 60° desde donde disminuyen a medida que aumenta la flexión, siendo a 150° tan sólo de 1°.

3. BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN FEMOROPATELAR

El estudio biomecánico de la rótula no está tan estandarizado como el de la articulación femorotibial. Aunque veremos como el método de los seis grados de libertad también es aplicable a la patela, la falta de estudios ha creado cierta disparidad de opiniones. Todo ello acarrea dos problemas principales: la falta de consenso sobre la aplicación de métodos de estudio, que conlleva el aplicar métodos “poco exactos” como el de el cálculo de contactos también aplicado al estudio de las PTR, y la amplitud sistemática que provoca diversidad de opiniones.

La articulación femororrotuliana (14) es importante para la estabilidad de la rodilla, sobre todo en la extensión. La rótula provoca un aumento en el momento de transmisión de fuerzas de la rodilla.

Se establecen cinco propiedades biomecánicas de la rótula:

- Aumento del brazo de palanca efectivo del cuádriceps.
- Estabilidad funcional bajo carga de la rodilla

- Permite la transmisión, sin pérdida por fricción de la fuerza del cuádriceps en flexión.
- Proporciona protección ósea a la tróclea y cóndilos femorales en flexión.
- Buena estética de la rodilla en flexión.

3.1 Cinética femoropatelar

La patela es sometida a una serie de fuerzas que actúan principalmente en la flexo-extensión de la rodilla y que tienen implicación en las alteraciones degenerativas de la rodilla. Estas fuerzas son:

- Fuerzas de lateralización en el plano frontal: Denominamos al ángulo Q (del cuádriceps) al formado entre el eje del cuádriceps y el del tendón rotuliano. Coincide con una línea que pasa entre el centro de la rótula y la espina ilíaca anterosuperior y que forma ángulo con otra entre el centro rotuliano y la tiberosidad anterior de la tibia. Mide aproximadamente unos 15°. Este ángulo crea unas fuerzas de predominio de extensión aunque con un componente a externo, sobre el tendón rotuliano además del componente vertical de extensión también se presenta otro antivarizante.
- Fuerzas de compresión en el plano sagital: Son fuerzas que sujetan la rótula contra el fémur resultantes de las fuerzas del tendón rotuliano y del cuádriceps, mayores en flexión.
- Fuerzas en el plano horizontal: Se descomponen en una de subluxación externa (provoca una compresión externa sobre la tróclea) y en una de rotación interna tibial.

3.2. Cinemática femoropatelar

Diversos métodos han sido utilizados para explicar el movimiento patelar. A diferencia de la articulación femorotibial, no se ha producido un avance significativo en el estudio biomecánico y los análisis cinemáticos más sencillos siguen preponderando en la literatura.

I. Modelos Uniplanares o Sagitales (6)

Utilizan el cálculo vectorial para determinar diversos métodos de movimiento de la rótula:

- Rótula como polea: considera la tensión del tendón cuádricepal igual a la del rotuliano.
- Rótula como leva: las dos tensiones son distintas siendo mayor la del cuádriceps. Se ajusta más a la realidad.

II. Modelo triplanar

Basado en 3 planos del espacio (3 grados de libertad) es uno de los más difundidos. Durante la flexo-extensión la rótula recorre una distancia de 7 cm. En la extensión completa la carga rotuliana es nula y aumenta progresivamente con la flexión (15). Su fundamento radica en los estudios cinéticos, es decir, se da una medialización acompañada de una báscula interna entre 0 y 45° de la rótula durante la flexión.

El tendón rotuliano presenta una inclinación hacia delante con respecto al eje tibial. Disminuye con la flexión y a 75° se hace posterior.

El tendón del cuádriceps con respecto al eje femoral disminuye ligeramente de 0 a 65°, pero entorno a estos 65° inicia un giro en torno a los cóndilos femorales dejando el ángulo Q a 0°.

III. Modelo de los centros instantáneos de rotación (6)

No es un modelo excesivamente difundido para la articulación femoropatelar. Sólo demuestra la presencia de un deslizamiento rotuliano sobre la tróclea con vectores de desplazamiento tangenciales a la articulación.

IV. Modelo de las áreas de contacto (6)

Posiblemente con el triplanar sea el modelo más difundido. Determina las áreas de contacto femoropatelares por los siguientes factores: la geometría de las superficies articulares, la cinemática de las mismas (congruencia articular en este caso), las cargas aplicadas, y el com-

portamiento viscoelástico de los materiales sometidos.

Aunque la superficie no articular de la rótula sea tan sólo del 25% (15) (zona por donde recibe el aporte sanguíneo), la rótula no contacta por completo con el fémur nunca.

De 0 a 90° el contacto articular se realiza con el polo inferior de la rótula en base fundamental al margen externo patelar sin contacto interno; esto provoca que este momento de flexión se denomine "faceta impar".

A partir de 90° el tendón cuadrícipital inicia su contacto con la tróclea femoral, pasando el contacto patelar a un apoyo superior.

En 135° de flexión la rótula abandona las facetas articulares y se desplaza hacia los cóndilos femorales quedando el contacto a expensas del tendón del cuádriceps. Al mismo tiempo se produce un fenómeno de báscula por el cual la "faceta impar" pasa a ser la cara interna y toma contacto con el cóndilo femoral interno.

V. Modelos basados en el surco intercondilar (16)

Desarrollados a expensas de las técnicas de imagen (TAC, Ultrasonografía, MRI) se basan en la medición de distintos ángulos y desplazamientos, considerándose los resultados por puros datos estadísticos y no pudiéndose realizar con carga hasta el momento, lo que supone sus principales desventajas.

VI. Modelos de 6 grados de libertad (16)

Son modelos que tratan de estudiar el movimiento de la articulación femororrotuliana en 3 dimensiones. Se basan para su estudio en la movilidad patelar respecto a un eje sobre un cuerpo fijo.

De los seis grados de libertad, clínicamente cuatro tienen correlación con datos considerados como variables en otros estudios (inclinación, rotación, flexión y traslación) no aplicándose en clínica los movimientos antero-posteriores y próximo-distales (sólo usados para relacionar la patela con el fémur, alta o ínfera).

La diferencia respecto a la articulación femoro-tibial es el modelo de aplicación de la técnica de los seis grados de libertad. Mientras que aplicába-

mos la teoría del desplazamiento helicoidal, en la articulación femoropatelar su uso no facilita la descripción del movimiento para buen entendimiento clínico, por lo que se usa la referencia de la patela, sobre un eje en un cuerpo fijo (Fig. 6).

A su vez este eje es el principal problema de aplicación de este método. Lo podemos considerar respecto a la rótula o sobre el fémur. En este último se plantea, además, la duda sobre si considerar el eje anatómico, el troclear o el mecánico sobre el eje longitudinal y el transepi-condilar, el condilar posterior o el determinado en la teoría de las dos ruedas para el eje transversal. Además, nuevos estudios como el de Rees (17), tratando de facilitar las cosas al definir el eje femoral como la tangente al borde de la diáfisis femoral en las Rx laterales añade más componentes para sacar una conclusión.

Bull (16) trata de establecer un método mediante el cual se define el movimiento patelar en términos de ejes fijos sobre fémur y rótula. Establece una representación sobre tres cilindros con los ejes de traslación y rotación coincidentes. El primer cilindro o eje lo determina entre la línea epicondilar, el segundo alrededor del eje largo de la rótula y el tercero es un eje flotante perpendicular al femoral y al rotuliano y del cual depende la rotación. Como conclusión a su trabajo realiza una re-definición de los movimientos patelares como sigue:

- Traslación ("shift"): Movimiento medial o lateral del centro de la rótula sobre un eje medio-lateral sobre el fémur.
- Inclinación ("tilt"): Es la posición angular de la patela sobre su propio eje longitudinal. La inclinación lateral da la sensación de rotación externa tibial.
- Rotación: Es la posición angular de la rótula sobre un eje paralelo a su propio eje antero-posterior, unido al eje femoral y al patelar por el sistema de los tres cilindros. La rotación lateral da la sensación de abducción en la movilidad femoro-tibial.
- Flexión: Es la posición angular de la rótula sobre un eje medio-lateral sobre el fémur.

4. CONCLUSIONES

La morfología particular de las partes óseas de la rodilla, confiere a ésta una peculiar forma

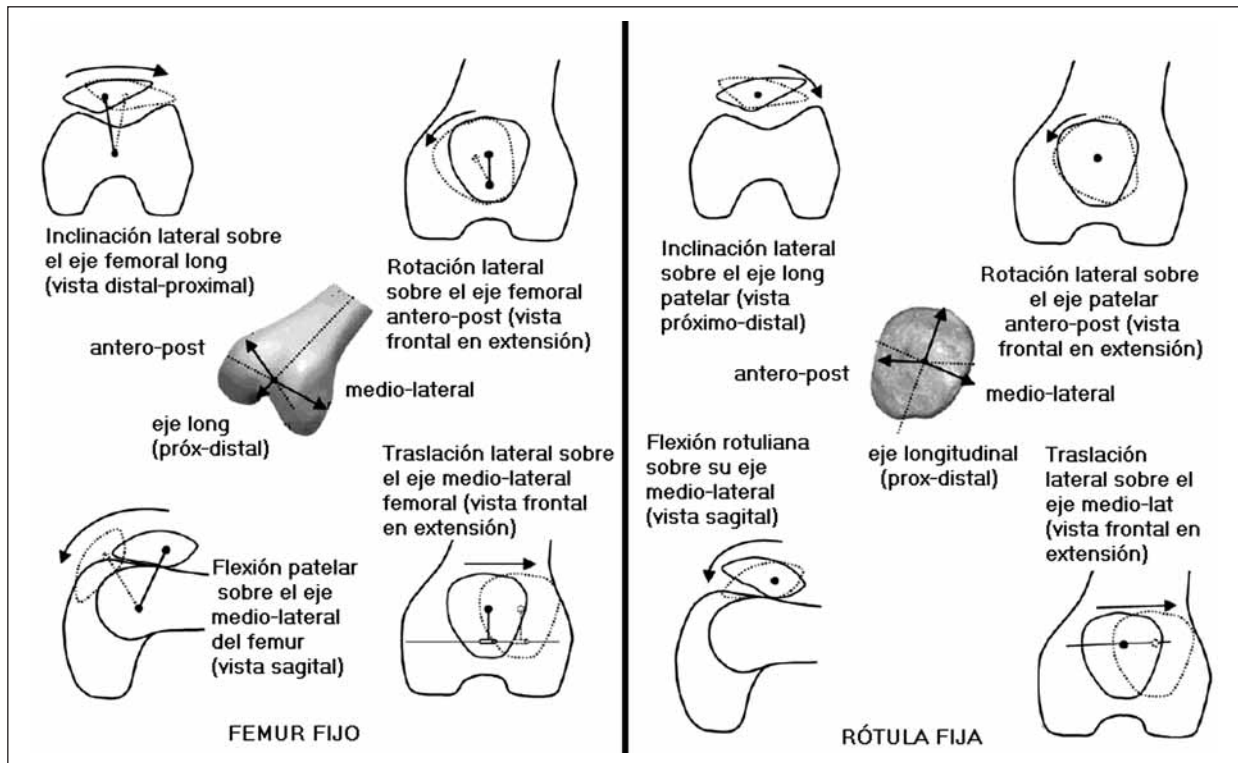


Fig. 6. Movilidad rotuliana con el sistema de 6 grados de libertad centrado en la rótula. Movilidad rotuliana con el sistema de 6 grados de libertad centrado en el fémur.

de movimiento que aún no somos capaces de comprender con exactitud.

Vista la dificultad en entender la biomecánica en general, el intentar añadir los componentes musculares y ligamentosos, no haría más que complicar la exposición hasta un punto en el que la comprensión podría resultar muy difícil, razón por la cual nos hemos centrado únicamente en el funcionalismo óseo. Por el mismo motivo obvia decir que no se han incluido la patología propia de las partes blandas o la afectación de la gonartrosis.

Todavía no conocemos el funcionamiento exacto de la rodilla. Los modelos actuales de dos ruedas y de seis grados de libertad nos permiten acercarnos a la biomecánica real de esta articulación. Es necesario tanto la ampliación de los estudios biomecánicos como la colaboración con los ingenieros para ampliar este marco de conocimiento con tantas aplicaciones posibles, la principal de ellas las artroplastias de rodilla. Del mismo modo la unificación de criterios y el trabajo conjunto nos pueden llevar a un mismo fin.

5. BIBLIOGRAFÍA

1. MOW VC, FLATOW EL, FOSTER RJ. Biomecánica. En: Simon SR, editor. Ciencias básicas en ortopedia. Volumen 2. Barcelona: *Medical Trens SL*, 1997; p 409-458.
2. JOSA BULLICH S. Biomecánica I: Cinética de la rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 35-48.
3. BULL AMJ, AMIS AA. Knee joint motion: Description and measurement. *Proc Instn Mech Ingrs, Part H, J Engin Med*, 1998; 212: 357-372.
4. FISCHER KJ, MANSON TT, PFAEFFLE HJ, TOMAINO MM, WOO SL. A method for measuring joint kinematics designed for accurate registration of kinematic data to models constructed from CT data. *J Biomech* 2001; 34: 377-383.
5. VILADOT PERICÉ A, VILADOT VOGLI A. Biomecánica II: Cinemática de la rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 49-58.
6. PROUBASTA I, GIL MUR J, PLANALL JA. Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Madrid: *Ergon SA*; 1997.
7. SMITH PN, REFSHANGE KM, SCARVELL JM. Development of the concepts of knee kinematics. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1895-1902.

8. IWAKI H, PINSKEROVA V, FREEMAN MAR. Tibiofemoral movement 1: The shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82: 1189-1195.
9. HILL PF, VEDI V, WILLIAMS A, IWAKI H, PINSKEROVA V, FREEMAN MAR. Tibiofemoral movement 2: The loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82: 1196-1198.
10. NAKAGAWA S, KADOYA Y, TODO S, KOBAYASHI A, SAKAMOTO H, FREEMAN MAR, YAMANO Y. Tibiofemoral movement 3: Full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82: 1199-2000.
11. KARRLHOM J, BRANDSSON S, FREEMAN MAR. Tibiofemoral movement 4: Changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82: 1201-1203.
12. DENNIS D, KOMISTEK R, SCUDERI G, ARGENTSON JN, INSALL J, MAHFOUZ M, AUBANIAC JM, 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.
13. LI G, ZAYONTZ S, DEFRATE LE, MOST E, SUGGS JF, RUBASH HE. Kinematics of the knee at high flexion angles: An in vitro investigation. *J Orthop Res* 2004; 22: 90-95.
14. SIMON SR, ALARANTA H, AN KN, et al. Quinesiólogía. En: Simon SR, editor. Ciencias básicas en ortopedia. Volumen 2. Barcelona: *Medical Trends SL*, 1997; p 533-637.
15. GOLDBERG VM, FIGGIE HE, FIGGIE MP. Technical considerations in total knee surgery. Management of the patella problems. *Orthop Clin N Am* 1989; 20: 189-199.
16. BULL AMJ, KATCHBURIAN MV, SHIH Y-F, AMIS AA. Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* 2002; 10: 184-193.
17. REES JL, PRICE AJ, BEARD DJ, ROBINSON BJ, MURRAY DW. Defining the femoral axis on lateral knee fluoroscopy. *The Knee* 2002; 9: 65-68.
18. FREEMAN MAR. Knee kinematics. *II curso internacional de artroplastias*. Barcelona, Marzo 2001; pág. 87-88.