

# Biomecánica de la rodilla

## Conceptos actuales (2.<sup>a</sup> parte)

M. R. Lozano Gómez<sup>1</sup>

### RESUMEN

Se describen en esta segunda parte los conceptos principales sobre la biomecánica de la articulación de la rodilla, su evolución a través del tiempo, y se desarrollan otros más actuales, como la biometría articular. En esta segunda parte se estudia la cinemática de la rodilla y el soporte de cargas que debe realizar dicha articulación en condiciones normales y patológicas, conceptos íntimamente relacionados entre sí y que se desarrollan en dos apartados: el centrado dinámico tridimensional y la carga funcional. Por último, se desarrolla el estudio de la mecánica articular de la articulación patelofemoral.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica de la rodilla

*Med Mil (Esp) 1996;52 (1): 19-28*

### INTRODUCCIÓN

En la primera parte de la biomecánica articular de la rodilla, se hacía hincapié en la función articular de la articulación fémorotibial y en los elementos que la integran. En esta segunda parte se estudia la **cinemática** de la rodilla y el soporte de cargas que debe realizar dicha articulación en condiciones normales y patológicas, conceptos íntimamente relacionados entre sí y que se desarrollan en dos apartados: el centrado dinámico tridimensional y la carga funcional.

Por último, se desarrollará el estudio de la mecánica articular de la articulación patelofemoral.

### EL CENTRADO DINÁMICO ARTICULAR TRIDIMENSIONAL

La asimetría morfológica ósea, que es la resultante de las numerosas tensiones sufridas durante el crecimiento, precisa la acción de fuerzas pasivas y dinámicas de estabilización. El objetivo de todas las estructuras ligamentosas y musculares, es mantener las superficies articulares en equilibrio para disminuir las tensiones anormales.

El movimiento articular es simultáneo en los tres planos del espacio y por ello deben darse sincrónicamente los tres tipos de centrados: centrado frontal del valgo, centrado sagital de las curvaturas condíleas, centrado horizontal rotatorio. Los describiremos seguidamente.

### CENTRADO FRONTAL DEL VALGO

En el plano óseo, el equilibrio de las tensiones se detiene por la presencia de las curvas invertidas, entre la concavidad interna del fémur y la concavidad externa del extremo superior de la tibia. Las estructuras ligamentosas, con el pivote central (L.C.A. y L.C.P.) y los ligamentos laterales interno y externo, completan este equilibrio pasivo. En apoyo monopodal, la acción combinada de los conjuntos musculares del bíceps y de la fascia lata, por fuera, y del vasto interno y de los músculos recto interno, semimembranoso, semitendinoso y aductores, por dentro, equilibran las tensiones y en algunos casos, las transmiten al platillo tibial interno. Según la posición de la línea de gravedad en el momento de la flexión, no es muy tolerable una asimetría axial en el plano mecánico, ya que los brazos de palanca se hacen muy importantes y someten los elementos tendinosos y musculares a tensiones importantes. Para evitar un exceso de trabajo, se produce una realineación progresiva del fémur y de la tibia por medio de una rotación automática de 20° a 30°, por término medio. Este movimiento de equilibrio depende del cóndilo externo, que en flexión verticaliza su eje hasta que lo hace paralelo al del cóndilo interno.

Gracias a esta puesta a nivel de los cóndilos se produce un efecto de Came, con tensión simultánea de los ligamentos del pivote central y de las formaciones periféricas, lo cual asegura la estabilidad. En el plano dinámico, el aparato extensor y en particular la rótula gracias a su tróclea, asegura el centrado fémorotibial.

### CENTRADO SAGITAL DE LAS CURVATURAS CONDÍLEAS

La divergencia condílea y la asimetría de la longitud del cóndilo externo son los factores esenciales del recentrado dinámico. En efecto, en el curso del movimiento de flexión el recorrido del cóndilo es más grande que el permitido por la superficie tibial, lo cual llevaría a una luxación por incongruencia. El centrado articular recurre a la conjunción de los dos movimientos de rodamiento y de deslizamiento. Así, en un primer tiempo, el cóndilo externo se desplaza, por rodamiento más rápido

<sup>1</sup> TCol. San. Med. Traumatólogo  
Servicio de Traumatología y Ortopedia. Hospital Militar Central "Gómez Ulla".  
Madrid

**Dirección para la correspondencia:** Dr. Miguel Lozano Gómez. Servicio de Traumatología y Ortopedia. Hospital Militar Central "Gómez Ulla". Glorieta del Ejército, s/n.  
28047 Madrid

Fecha de recepción del manuscrito: 15 de noviembre de 1995  
Fecha de aceptación del manuscrito: 20 de diciembre de 1995

que el cóndilo interno, después al ponerse tenso el L.C.A., se produce un movimiento de deslizamiento. La persistencia del movimiento, hace intervenir un movimiento de deslizamiento-rodamiento bajo la acción de todos los ligamentos y en particular del L.L.I. El estudio del policentrismo cinético demuestra, que el eje de flexión se desplaza hacia atrás.

El estudio cinemático de Frankel (17) llega a la conclusión de que de 0° a 90° de flexión, se produce un movimiento de deslizamiento puro. Para Bousquet (6), la secuencia de los desplazamientos es de 0° a 100° de rodamiento, de 10° a 15° de deslizamiento, de 15° a 110° de rodamiento-deslizamiento y al final de un movimiento de rodamiento.

El estudio del policentrismo geométrico y cinético del cóndilo interno, según Frain (16), demuestra el papel esencial del L.L.I. en la resistencia al valgo y el mantenimiento de la coaptación fémorotibial. Por otra parte, insiste en el hecho de que el deslizamiento constituye un aspecto previo al rodamiento, en el movimiento de flexión.

**CENTRADO HORIZONTAL ROTATORIO**

La estabilidad de la rodilla, asegurada por las estructuras oblicuas a 45°, atestigua en el plano mecánico, la importancia de las tensiones de rotación. Este movimiento de rotación es, en definitiva, un elemento de compromiso mecánico que está en el origen de las fuerzas de cizallamiento, nocivas para el cartilago.

En el curso del movimiento de rotación interna, los dos ligamentos cruzados quedan enroscados y limitan el movimiento de flexión. En el movimiento de rotación externa, los meniscos juegan el papel de una uña elástica. Las formaciones periféricas ligamentosas externa e interna, representan la reserva pasiva de la estabilización rotatoria.

Aunque están presentes en el centrado frontal y sagital, es en el centrado horizontal donde es indispensable la acción de las 29 unidades de acción muscular (Bonnel, 5).

**CARGA FUNCIONAL**

Hasta ahora, hemos visto el por qué y cómo está estructurada la articulación de la rodilla para su congruencia en la estabilidad y su movilidad mecánica, y la necesidad del centraje tridimensional.

Pasaremos ahora al estudio de cómo soporta las fuerzas que son inherentes a sus actividades ambulatorias, que incluyen correr, caminar, subir y bajar escaleras y rampas. Las cargas funcionales durante estas actividades son la fuerza de reacción del piso aplicada sobre el pie durante la fase postural, o la carga inercial de la pierna durante la fase de desplazamiento de esa actividad. Salvo en las actividades posturales estáticas como la posición de parado, la rodilla debe soportar cargas variables y, al mismo tiempo, permitir el movimiento entre sus componentes óseos (ver Apéndice, al final).

Los conceptos de soporte de cargas y de función cinemática, a menudo se tratan como entidades separadas, cuando en realidad deben ir unidas, ya que al llevar una carga influye sobre el movimiento de la articulación de la rodilla, del mismo modo que la alteración de su cinemática, puede alterar la carga soportada por esa articulación.

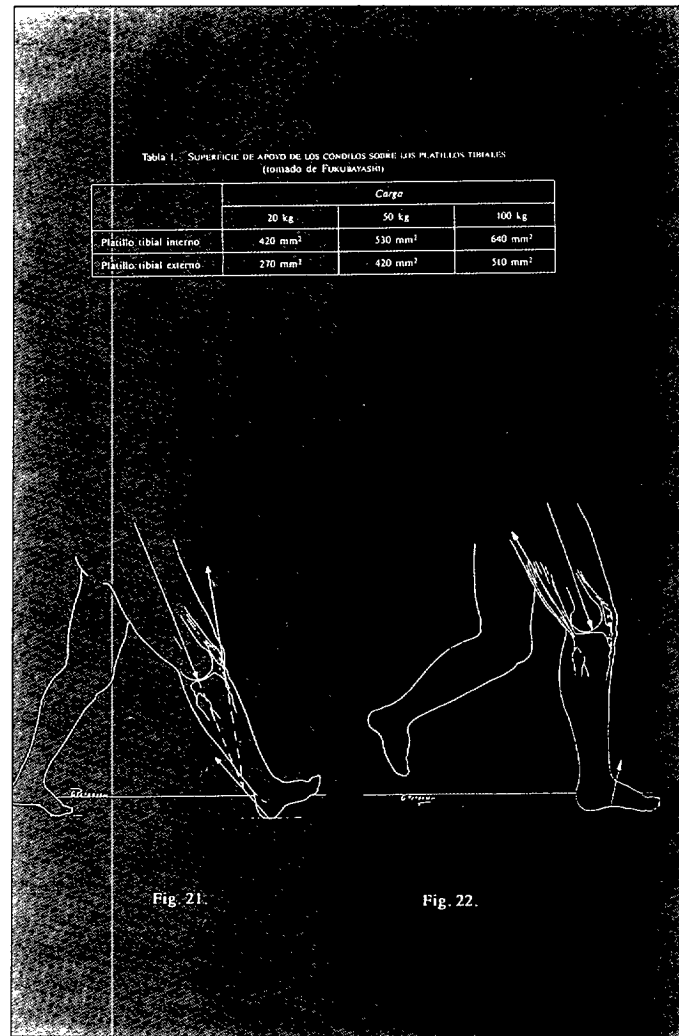


Tabla 1. SUPERFICIE DE APOYO DE LOS CONDILOS SOBRE LOS PLATILLOS TIBIALES (tomado de FUKUBAYASHI)

	Carga		
	20 kg	50 kg	100 kg
Platillo tibial interno	420 mm <sup>2</sup>	530 mm <sup>2</sup>	640 mm <sup>2</sup>
Platillo tibial externo	270 mm <sup>2</sup>	420 mm <sup>2</sup>	310 mm <sup>2</sup>

Fig. 21.

Fig. 22.

**Figuras 21 y 22.**

Diversos investigadores han medido la fuerza de contacto con el piso durante varias actividades ambulatorias (8,13,38,42).

Estas fuerzas varían durante el ciclo de la marcha, desde un máximo de 1,3 veces el peso corporal para la marcha normal, hasta más de 2 veces el peso corporal para las actividades de correr. La dirección de la fuerza contacto pie/piso también es variable durante el ciclo de la marcha. Durante la porción de choque del talón de la fase postural, la fuerza se dirige hacia arriba y hacia atrás. Esta fuerza tiende a flexionar la rodilla y es resistida por el cuádriceps. La fuerza de contacto a nivel del talón, junto a la fuerza inducida por el tendón rotuliano, crea una fuerza neta sobre la tibia que, a su vez es resistida por una fuerza dirigida hacia abajo, que actúa sobre la tibia a nivel de la articulación de la rodilla. En este caso, el punto de aplicación de la carga articular, es sobre la parte posterior del platillo tibial (Figura 21).

Durante la porción media de la fase postural, la fuerza se dirige hacia arriba y ligeramente hacia adelante. Esta fuerza tiende a extender la rodilla y es resistida por las fuerzas musculares que tienden a flexionar dicha articulación. Estas fuerzas combinadas requieren una fuerza de reacción articular sobre el platillo tibial, aplicada sobre su parte anterior (Figura 22).

Como vemos en ambas situaciones, la carga funcional induce un momento en torno a la articulación de la rodilla que debe ser resistido por el músculo o grupo muscular agonista. La magnitud del momento producido por la carga funcional, depende

del centro real de rotación o del punto de contacto articular (Insall, 25). La magnitud de la fuerza que debe ejercer el grupo muscular agonista, para equilibrar este momento aplicado externamente, también depende del centro de rotación de la articulación. En los ejemplos mostrados, el centro de rotación se ha desplazado de su posición posterior (Figura 21) a la anterior (Figura 22), y siempre que la pierna se halle en equilibrio proporcionado a las tres fuerzas dominantes: la carga funcional, la fuerza muscular y la reacción articular; de ahí, que el estado de equilibrio, determina que la fuerza de contacto articular se aplique en una línea particular, que es perpendicular a las caras articulares y no sea necesaria ninguna fuerza adicional a partir de los ligamentos, para proporcionar un estado de equilibrio o estabilidad.

Si la fuerza de reacción articular y la superficie articular no son perpendiculares, serán necesarias fuerzas adicionales, que son proporcionadas para la elongación de los cruzados, de los laterales o ambos.

En los estudios sobre esta articulación, se ha aplicado el concepto de centro instantáneo de movimiento relativo (17). La mecánica del movimiento articular normal, exige que el centro instantáneo esté ubicado a lo largo de una línea perpendicular a las superficies articulares, en el punto en que dichas superficies contactan, que es como decir, que las superficies articulares se deslizan cuando funcionan normalmente (figuras 23 a 25). Si las caras articulares no se deslizan, sino que por el contrario tienden a separarse (Figura 24), a penetrar una en otra, el centro instantáneo estará fuera de esa línea perpendicular. Esta situación puede ocurrir cuando las superficies, las estructuras ligamentarias o ambas no se hallan en sus posiciones anatómicas normales, o cuando se colocan sobre la rodilla un soporte u otro dispositivo ortopédico, forzando el movimiento en una forma no natural.

Para cualquier ángulo dado de flexión a extensión, el centro instantáneo de la rodilla no está solamente determinado por las restricciones cinemáticas de los ligamentos y de las superficies articulares, sino también por la posición de los puntos de contacto. Así por ejemplo, varía si los ligamentos cruzados están ausentes o elongados, por lo que se puede considerar estas estructuras como limitadoras del centro instantáneo de la rodilla. Estas estructuras son elásticas y si aplicamos una fuerza mínima sobre ellos, se puede lograr la alteración de la posición relativa de la tibia y el fémur en 1 a 2 mm. (23,41). Ello implica, cambios significativos del punto de contacto y por ende de la función cinemática de la articulación. Cuanto más congruente son las superficies articulares, más notable es el cambio que ocurre en el punto de contacto entre ambas caras para desplazamientos pequeños en sus posiciones relativas (Figura 26-B). En superficies menos congruentes, los desplazamientos de la tibia respecto al fémur, tienen que ser mayores para el mismo desplazamiento del punto de contacto; ello ilustra el efecto de los meniscos, que permite mayores desplazamiento en el punto de contacto con movimientos relativos más pequeños de las dos superficies óseas, por un lado, incrementando la rigidez articular ante cargas compresivas, y por otro, aumentando la congruencia articular al aumentar el área de contacto articular y reducir el esfuerzo y la tensión de ese contacto.

La movilidad del punto de contacto entre las superficies articulares tiene efectos beneficiosos en términos de la mecánica articular, incrementando la fuerza muscular en base a sus momentos al desplazarse los brazos de los momentos y por tanto disminuye el brazo del momento de la carga funcional.

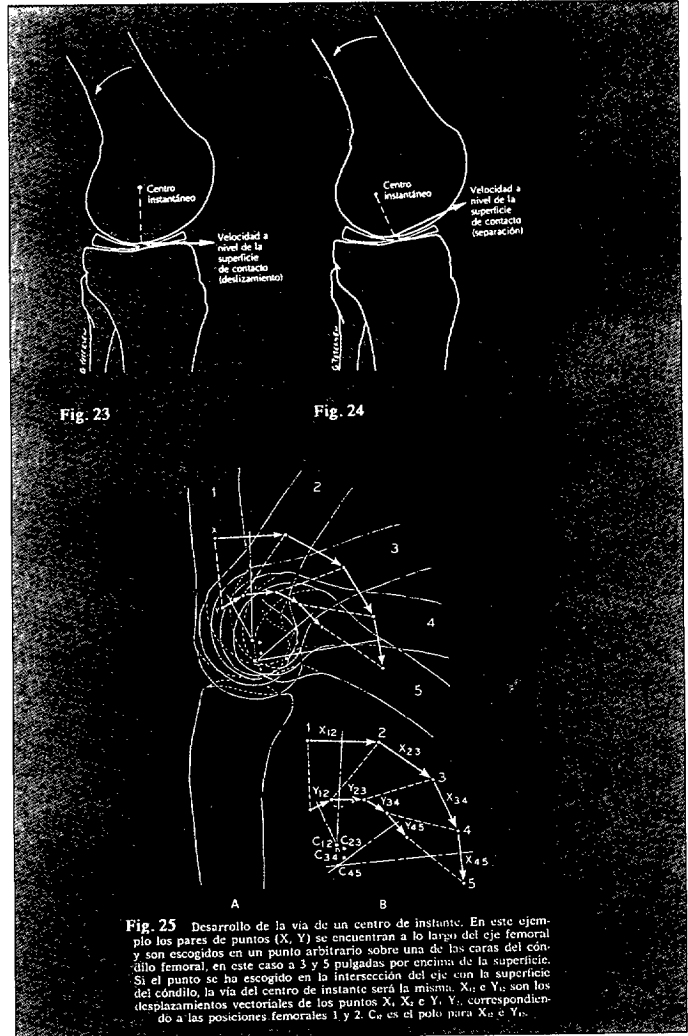


Fig. 25 Desarrollo de la vía de un centro de instante. En este ejemplo las pares de puntos (X, Y) se encuentran a lo largo del eje femoral y son escogidos en un punto arbitrario sobre una de las caras del cóndilo femoral, en este caso a 3 y 5 pulgadas por encima de la superficie. Si el punto se ha escogido en la intersección del eje con la superficie del cóndilo, la vía del centro de instante será la misma.  $X_0$  e  $Y_0$  son los desplazamientos vectoriales de los puntos  $X_1, X_2$  e  $Y_1, Y_2$ , correspondiendo a las posiciones femorales 1 y 2.  $C_0$  es el polo para  $X_0$  e  $Y_0$ .

Figuras 23 a 25.

En la rigidez articular, las fuerzas musculares se incrementan pero no gozan el efecto del desplazamiento, por lo que determina una mayor carga funcional (figuras 21 y 22).

La magnitud de la fuerza muscular para superar la carga funcional aplicada externamente es mayor que ésta, y se observa en base de las longitudes relativas de los brazos de los momentos de las dos fuerzas actuantes. El brazo de la carga funcional puede variar ampliamente, y para el miembro inferior puede tener la longitud de la pierna. Sin embargo, los brazos de los momentos de los músculos son relativamente fijos, debido a la posición anatómica de los músculos. La única forma de alterar la longitud de estos brazos es desplazar el propio centro de rotación de la articulación.

Numerosos investigadores (43,47) comprobaron al calcular las fuerzas actuantes en la región de la rodilla, que son magnitudes muy grandes. En estado de equilibrio más simple se consideran 3 fuerzas (figuras 21 y 22), la magnitud de la fuerza de reacción articular es aproximadamente igual a la de la fuerza muscular. Como la fuerza muscular es la responsable de la mayor parte de la reacción articular, no es sorprendente que estos mismos investigadores hayan demostrado cargas de reacción articular teóricas, que varían de dos a cinco veces el peso corporal, para la actividades ambulatorias normales y valores considerablemente superiores de hasta 24 veces el peso corporal, para actividades más enérgicas. Por lo tanto una persona con un peso corporal de 700 N., genera fuerzas de contacto

articular que pueden variar entre 1.400 y 3.500 N. La determinación del centro instantáneo de rotación, permite definir los movimientos de rodamiento o deslizamiento (cizallamiento), del punto de contacto entre las dos superficies articulares.

La fuerza del cizallamiento sufrida por el cartílago tibial ha sido calculada por Nisell (40), sobre una serie de 20 rodillas de sujetos jóvenes (23 a 27 años de media). El cálculo matemático ha permitido llegar a la ecuación siguiente:

$$FC: FTR \times \text{sen } b - FET \times \cos \delta 1 - FET \times \cos \delta 2 - mg \times \cos \delta 3.$$

Los resultados obtenidos, muestran una fuerza de cizallamiento de menos 200 N. a 120° de flexión y de más 600 N. con la rodilla en extensión (figura 27).

El cartílago articular de la rodilla soporta 25 kg/cm<sup>2</sup> en estado normal. Cuando la carga iguala o supera los 30-35 kg/cm<sup>2</sup>, el cartílago empieza a degenerarse. La exéresis de los meniscos, reduce de 6 a 2 cm<sup>2</sup> la superficie articular del platillo tibial interno.

Según Fukubayashi (20), las superficies de apoyo de los cóndilos sobre los platillos tibiales, en una rodilla en extensión, son para una carga de 100 Kg., la superficie de apoyo para el platillo tibial interno es del 64% y para el platillo tibial externo es de 58% (ver Tabla I).

Según Maquet (32), en extensión completa la superficie de apoyo es de 20 cm<sup>2</sup> con meniscos y de 12 cm<sup>2</sup> sin ellos. Sobre una rodilla en flexión de 60°, la superficie de apoyo es de 12 cm<sup>2</sup> con meniscos y de 7 cm<sup>2</sup> sin meniscos.

Según Walker (51), para una carga de 150 kg. la superficie es de 1.512 mm<sup>2</sup> con meniscos y de 320 mm<sup>2</sup> sin meniscos.

La carga funcional como fuerza de reacción del piso impuesta sobre el pie, durante las actividades ambulatorias, actúa como resultante de un componente vertical y otro horizontal, pero a su vez, el componente horizontal de esta fuerza, ejerce efectos tanto en dirección anteroposterior como lateral.

Bajo condiciones de carga, que tienden a producir momentos de varo-valgo en la articulación de la rodilla, pueden actuar tres mecanismos intraarticulares que resistirán esos momentos aplicados.

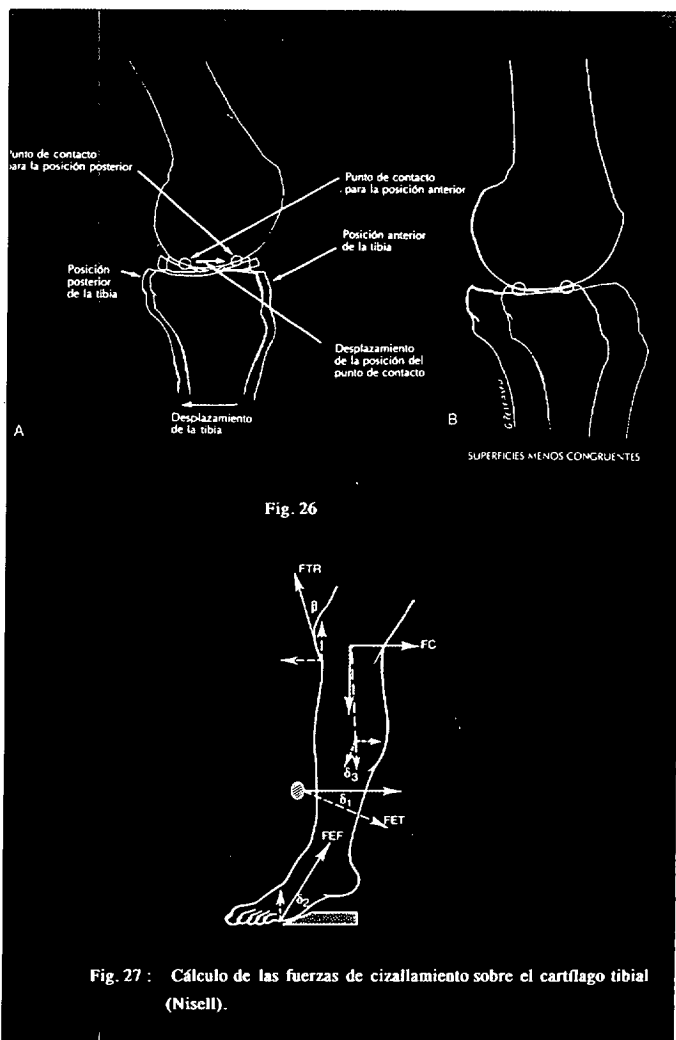
Examinemos ahora la mecánica articular de la rodilla que le permite resistir el componente de fuerza de reacción del piso, que produce un momento varizante sobre ella.

Los tres mecanismos de que dispone la articulación son:

- 1º) La redistribución de la fuerza de contacto articular.
- 2º) La redistribución de la fuerza de contacto articular aumentada y,
- 3º) La producción de cargas ligamentarias mediante grandes desplazamientos en varo-valgo.

Supongamos una fuerza de dirección medial de 50 N aplicada sobre el pie; para que exista un estado de equilibrio, debe aplicarse una fuerza de contacto articular de 3.000 N. Esta se distribuye de desigual forma, soportando el cóndilo interno una fuerza de contacto mayor que el externo, por lo que el resultado de la distribución es producir un momento valguizante que contrarreste al momento varizante aplicado externamente (sería el primer mecanismo).

Si aplicamos una fuerza mayor de 150 N., la estabilidad aún se mantiene sin ninguna otra restricción adicional al aumentar la fuerza a 2.850 N. en el cóndilo interno y se reduce en el cóndilo externo a 150 N., creando un momento valguizante lo sufi-



Figuras 26 y 27.

ciente, para contrarrestar al momento varizante que crea la carga aplicada sobre el pie en dirección medial (Figura 28).

Para examinar los momentos hemos elegido el centro de la articulación, como centro arbitrario de rotación, la fuerza del cuádriceps no determina un momento, pasa a través de ese punto y por tanto el brazo del momento es igual a cero, con lo que se simplifican los cálculos. La elección de 50 N., es una elección realista en término de actividades ambulatorias comunes. Equilibrar este momento varizante se logra, con un moderado desplazamiento de carga de reacción articular entre los cóndilos. Si se aplica una fuerza mayor de 150 N. se debe equilibrar, con un aumento de la carga sobre el interno en 2.850 N y sobre el externo sería 150 N. (para los 3.000 N. de reacción articular total que aplica la fuerza del cuádriceps de 2.100 N, de acuerdo con la fuerza de reacción del piso aplicado sobre la tibia). Por tanto, se produce en este segundo mecanismo una ligera angulación en varo de la rodilla, aún pequeña, de 1 a 2°.

Si sobre el pie se aplican fuerzas de dirección medial mayores de 167 N. el lado externo articular se separa, pierde contacto y por tanto la fuerza de contacto, lateral se reduce a cero. Si esto ocurre, ya no se puede incrementar más el contacto interno y se producirá mayor abertura de la articulación y elongación de los ligamentos entrando el segundo mecanismo de contracción muscular del cuádriceps y el grupo de músculos posteriores para aliviar el momento varizante creado (por

ejemplo con la fuerza de 220 N.) y así si aumenta 500 N. para ambos grupos musculares, determina una compresión de 4.000 N. (3.000 N de reacción articular + 500 + 500 de aumento muscular) sobre el cóndilo interno (Figura 29). Por tanto, cuando se tiende a separar el lado interno, el mecanismo estabilizador hace aumentar la contracción voluntaria, aumentando la carga articular lo que determina la compresión en el compartimento interno, para resistir la carga aplicada externamente, haciendo aumentar el momento valguizante que contrarresta el momento valguizante interno requerido es superior a la capacidad del momento equilibrado proporcionado por la contracción muscular voluntaria o, si la carga externa se aplica en forma rápida e inesperada de modo que no da tiempo a contraerse voluntariamente los músculos, entra el tercer mecanismo en juego, en este caso, los ligamentos tienden a elongarse para producir fuerzas tensionales que contribuyen en la producción de un momento valguizante equilibrador.

Los ligamentos laterales al 5% de elongación efectúan su carga máxima, para ser significativa se deben elongar de 1-2% de su longitud, lo que supone de 1-2 mm. y con ello contrarresta el momento varizante. Por ejemplo, apliquemos 200 N. de momento varizante (Figura 30).

En este diagrama, la distancia del lado externo de la rodilla, donde está ubicado el ligamento lateral externo, hasta el centro de presión del cóndilo interno, donde se considera concentrada la totalidad de fuerza articular es de unos 6,7 cm.

El primer mecanismo de estabilización ha sido superado y asumimos que el segundo mecanismo no entra en acción (mayor fuerza muscular).

En consecuencia, existe un momento varizante excesivo de aprox. 9.000 N-cm., que debe ser superado por la resistencia del L.L.E. Para un brazo de palanca de 6,7 cm., la magnitud de tensión del L.L.E. que debe desarrollar es igual a 1.350 N., con ello equilibramos el momento varizante.

Se puede generalizar esto diciendo, que la magnitud del momento valguizante corrector es proporcional a la abertura de la articulación, a la rigidez del L.L.E. y al cuadrado de la dimensión articular característica.

Por cada incremento de rotación (h): el L.L.E. se elonga igual a h veces W (distancia entre puntos de contacto de cóndilo y dicho ligamento). La rigidez del ligamento es la cantidad de carga requerida para producir una medida de elongación (K), por lo tanto, la magnitud de fuerza producida en el ligamento será: (Figura 31).

$$\text{Fuerza del ligamento externo} = hWK.$$

La magnitud del momento valguizante será igual a la fuerza ligamentaria por el brazo del momento hasta el punto de contacto, es decir:

$$(hWK)W = \text{momento valguizante} \quad \text{o} \quad hKW^2 = \text{momento valguizante}$$

Para que ocurra este tercer mecanismo, la angulación a nivel de la articulación debe ser de varios grados, y no sólo 1 ó 2° que es suficiente con los dos mecanismos anteriores. Cuando el ligamento lateral determina una tensión en respuesta a un momento varizante excesivo, se establece un nuevo equilibrio en la pierna. La tracción superior del ligamento lateral sobre la tibia, exige una fuerza de empuje hacia abajo adicional sobre dicho hueso a nivel del cóndilo interno. Esto incrementa la reacción articular total, en una medida igual a la fuerza tensional en el ligamento lateral, es decir, de 1.350 N. de ahí que, a

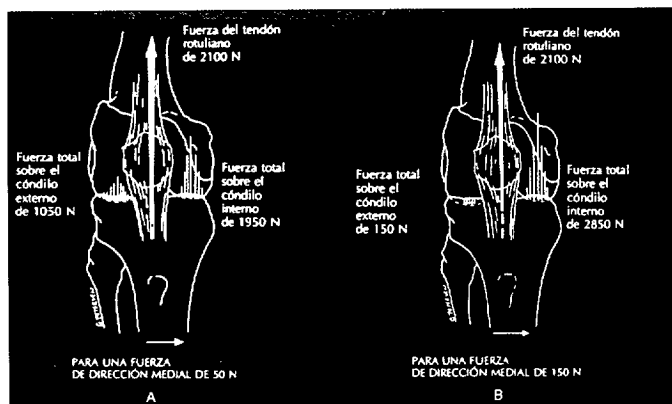


Fig. 28

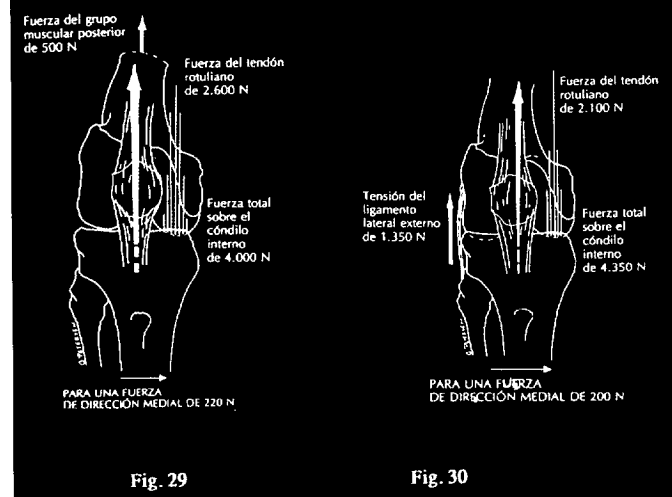


Fig. 29

Fig. 30

Figuras 28 a 30.

la reacción articular original de 3.000 N + 1.350 N. dan una reacción total de 4.350 N. sobre el cóndilo interno.

También los ligamentos cruzados, pueden contribuir a la estabilidad varo-valgo de la articulación de la rodilla. Aplicando el método de análisis anterior, salvo el hecho debido a su dirección oblicua, que hace que las fuerzas producidas tienden a ser mayores que las producidas por los ligamentos laterales y el factor que modera la contribución de estos ligamentos cruzados, es su distancia menor al punto de contacto sobre las superficies articulares (W' Figura 32) analizándose su fuerza por cada unidad de angulación varizante. La contribución al ser menos de la mitad de distancia, será la cuarta parte de contribución de los ligamentos laterales. Ello no contradice los estudios experimentales, que han descrito los ligamentos cruzados como estabilizadores "secundarios" y por otra parte, desde el punto de vista clínico, es difícil apreciar la ausencia de un ligamento cruzado, cuando se aplica momentos varizantes-valguizantes para relajar la rodilla.

En los análisis precedentes, la rodilla tuvo que desarrollar un momento interno para poder resistir el momento atribuible a una carga funcional externa. En cada caso, el momento fue resistido por dos fuerzas que actúan sobre la tibia y están ubicadas en estrecha proximidad con la articulación. En el caso de una carga funcional aplicada en el plano flexo-extensión, las dos fuerzas son la muscular a través del tendón rotuliano y la de reacción articular sobre los cóndilos tibiales. El efecto com-

binado de estas dos fuerzas, produce el aumento que equilibra la carga funcional aplicada externamente.

Cuando se aplican momentos varizantes-valguizantes nuevamente para cada uno de los tres mecanismos equilibradores, se generan dos fuerzas que resisten el momento externo. En el primer mecanismo el par de fuerzas fue: la del cuádriceps transmitida por su tendón rotuliano y la fuerza de reacción articular del cóndilo femoral interno, que se aplica sobre el cóndilo tibial interno. Por el segundo mecanismo, el tendón rotuliano y una fuerza de reacción articular y para el tercero, el par de fuerzas del ligamento lateral y la fuerza adicional de reacción articular provocada por la fuerza del ligamento lateral.

En consecuencia, en la articulación los momentos son creados por aplicación de pares de fuerzas. Estos pares de fuerzas, habitualmente están formados por una fuerza de reacción articular y por una fuerza muscular o ligamentaria. Sin embargo, si hay torsión axial en la carga funcional es posible, que el par de fuerzas sea sólo ligamentaria. Se han medido por actividades ambulatorias y son aproximadamente de 10 N.m. A veces, también puede ser inducida por un músculo, ya que existen músculos que cruzan oblicuamente la articulación. Por tanto, los movimientos de torsión deben ser generados por un par de fuerzas, y por ello, cuando se considera la resistencia de los ligamentos ante cargas torsionales, es importante pensar en términos de pares de ligamentos. Un ligamento puede faltar sustituyéndose por otro, pero si falta más de un ligamento, la función es difícil de predecir.

## LA MECÁNICA ARTICULAR DE LA ARTICULACIÓN PATELOFEMORAL

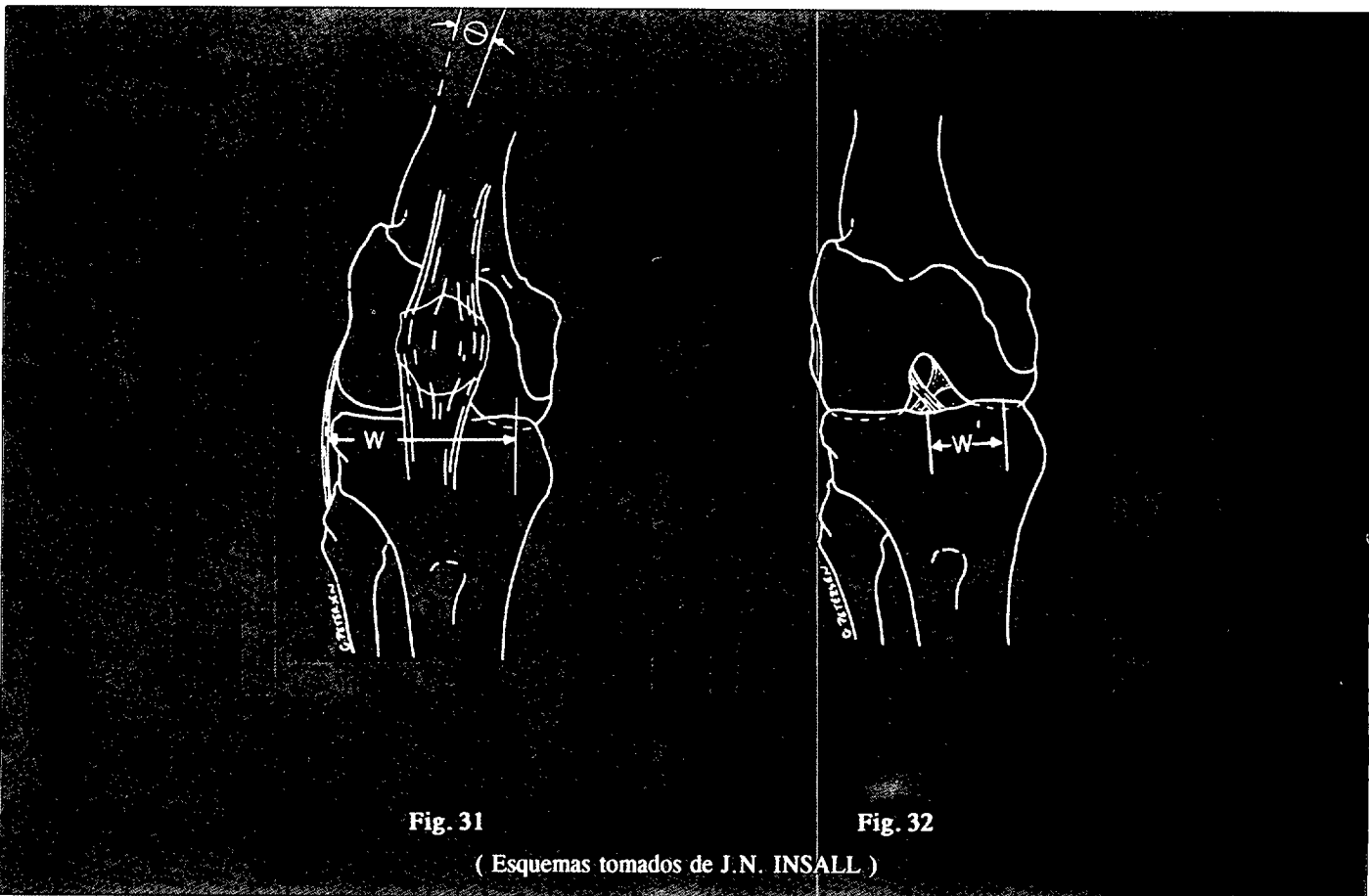
Difiere considerablemente de la mecánica de la articulación fémorotibial.

La rótula supone funcionalmente un eslabón del aparato extensor de la rodilla, aumentando el brazo de palanca efectivo del cuádriceps, en la extensión de la rodilla o resistiendo la flexión de la misma.

En los estudios biomecánicos de la patelofemoral se asume que es una polea sin rozamiento (Fig 33). De hecho, el par cartílago-articular cartílago-articular tiene un coeficiente de fricción de 0,001 y, al fin y al cabo, la movilidad de una articulación viene condicionada por la baja fricción entre las superficies articulares.

Por otro lado, la rótula posee un cartílago de considerable espesor, que le posibilita una mejor congruencia articular y distribuye las cargas en una superficie más amplia, siendo el cartílago hialino material mejor que el tendón para soportar las cargas compresivas y permite la transmisión de la fuerza de aplicación del cuádriceps sin merma debida a la baja fricción a lo largo de toda la extensión.

Ya en 1941, Wiberg (53) decía que la rótula no contacta enteramente con el fémur nunca, produciéndose el contacto más amplio en las posiciones intermedias de flexión. En la extensión contacta la parte inferior de las facetas rotulianas con el fémur, en tanto que en grados avanzados de flexión es la parte superior de la patela la que contacta con los cóndilos femorales. Diver-



Figuras 31 y 32.

Los autores posteriormente utilizando métodos de tinción positiva o negativa del contacto o impresionándolo en moldes articulares han cuantificado la extensión del contacto: Goyman y Müller (22), Ficat y Hungerford (15), Matthew, Sonstegard y Henke (37), Aglietti, Insall, Walker y Trent (1), Trent y Walker (48), Seedhon y Tsubuku (44), Wagner, Cheval y Nelis (50), Huberti y Hayes (24), en áreas de contacto que oscilan entre unos 2 cm<sup>2</sup> a 15° de flexión, hasta unos 5,5 cm<sup>2</sup> a 90°. A partir de los 90-100° hay que añadir a esa superficie la del contacto entre el tendón cuadriceps y el fémur (21,22).

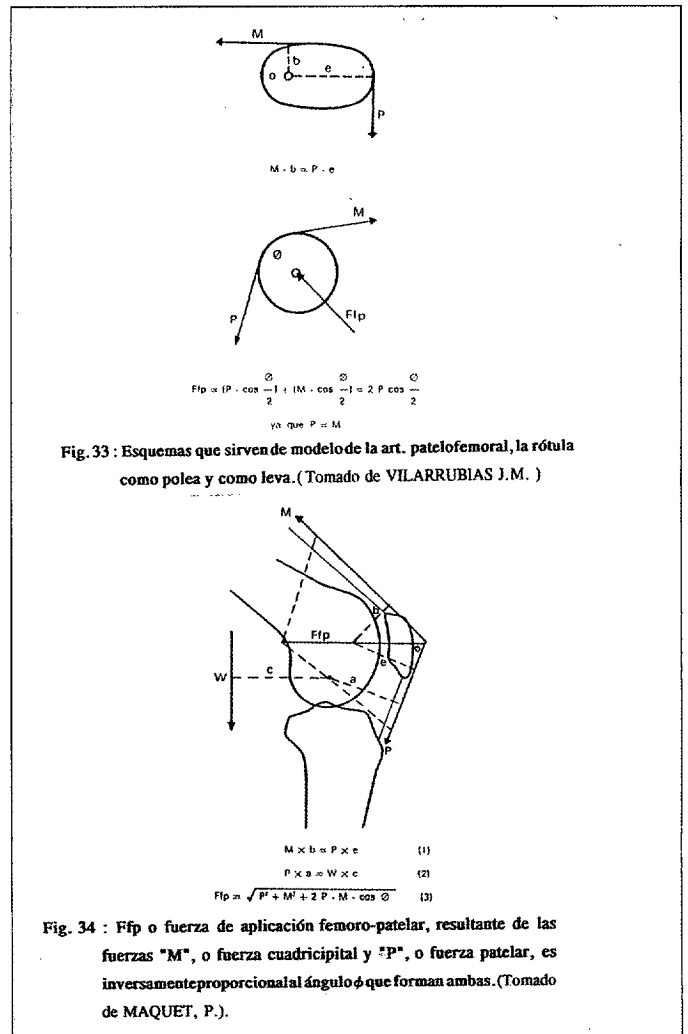
Como se puede observar, a medida que la flexión aumenta los esfuerzos aplicados a la fémoro-patelar y las superficies de carga no aumenta proporcionalmente por lo que las sollicitaciones patelares calculadas para grados avanzados de flexión llegan a ser enormes. No obstante la importancia de estas sollicitaciones considerable en ciertas actividades, hace suponer mecanismos compensatorios de los mismos, que los reduzcan y permita la función de la articulación dentro de unos límites de esfuerzos menores y más seguros.

Se han establecidos unos cálculos de la magnitud de la fuerza de reacción patelo-femoral en el desarrollo de diversas actividades y se ha observado que en la marcha sobre terreno llano, la fuerza es pequeña, la más pequeña, con un máximo a mitad de la fase de apoyo de magnitud equivalente a la mitad del peso corporal. Esta fuerza es superior por ejemplo, al subir una rampa con 1,7 veces el peso del cuerpo, al levantarse de una silla con 2,3 veces o en cuclillas hasta 90° con 2,5-3 veces el peso corporal o al descender o descender una rampa si el ángulo de flexión es de 60°, puede llegar a 3,3 veces el peso corporal. En cuclillas totalmente puede llegar a ser 7,6 veces el peso corporal y en caída de una altura de 1 metro, las fuerzas pueden alcanzar 20 veces el peso corporal las fuerzas femoro-patelares y las femoro-tibiales de 24 veces.

El incremento de la fuerza fémoro-patelar se encuentra limitada, especialmente a ángulos de flexión de cuádriceps mayor a 70°. Si se toman los valores de fuerza del cuádriceps de Smidth y Morrison (38,39,46) y se calculan las presiones articulares a actividades diarias la patelofemorales son mayor que las fémoro-tibiales (2-10 N/mm<sup>2</sup> y 2-5 N/mm<sup>2</sup>) opinión compartida por Denham (10).

Hay mecanismos de descargas ante estas magnas sollicitudes y así tenemos la colaboración del tendón cuadriceps que soporta parte de la carga aplicada. El contacto femoro-patelar equivale al 75% de fémoro-patelar, en tanto que la carga que gravita sobre él es sólo el 30% de la fuerza femoro-patelar. La sollicitación promedio a dicho nivel es aproximadamente del 45% de la sollicitación fémoro-patelar (24).

Es probable además que las fuerzas no se distribuyan equitativamente sobre las carillas rotulianas medial y lateral; se ha descrito una relación de presiones en la carilla lateral con respecto a la medial de 1,6/1, si bien la presión media en ambas áreas es la misma. Por tanto, el patrón de distribución de fuerzas a lo largo del recorrido de flexión ayuda a mantener una presión más o menos constante, por unidad de área en el cartílago articular a lo largo del arco de movimiento, si bien siempre la zona central recibe las presiones más altas y hay un gradiente radial hacia la periferia. La superficie del cartílago que contacta con el fémur aumenta, pero de los 13,2 cm<sup>2</sup> de la superficie total del cartílago rotuliano sólo llega a suponer como decíamos anteriormente 5,5 cm<sup>2</sup>.



Figuras 33 y 34.

Por estas razones y como la zona de contacto va variando en cada instante, tan sólo pequeñas áreas están sometidas a compresión mientras que el resto del cartílago está recuperándose.

Con la flexión se tensa el retináculo lateral, ya que el eje de giro es posterior a la fémoropatelar. Estos retináculos se consideran como los ligamentos colaterales de la fémoro-patelar.

El punto de máxima compresión varía y se va desplazando craneal y medialmente desde los 30° de flexión hasta los 90°. A mayor ángulo de flexión, el vector de esta máxima compresión apenas varía la magnitud de su componente en sentido cráneo-caudal, mientras que se hace cada vez ligeramente mayor en sentido mediolateral y claramente mayor en sentido antero-posterior (compresión pura) (12).

Otro mecanismo de descarga, supuesto por Blaimont (4) sería el de los extensores posteriores, o lo que es lo mismo, la acción sinérgica de los isquiotibiales en la extensión de la rodilla por un mecanismo combinado de empujar y tirar. Esta hipótesis carece de confirmación experimental, pero no deja de ser sugestiva.

Para terminar, hay que considerar el efecto de descarga de todas las intervenciones que normalizan las posiciones anormales de la rótula, al mejorar la congruencia articular y aumentar por ende la superficie de contacto y del avance de la inserción del tendón rotuliano, tal como preconiza Maquet (33-35) (Figura 34). Según sus cálculos, un adelantamiento de la tuberosidad de la tibia de 2 cm. disminuye en un 50% los

esfuerzos fémoro-patelares. Su efecto es máximo entre 0 y 30°. Esa disminución sucedería por varios motivos. Por una parte aumenta el brazo de palanca del tendón rotuliano, respecto al centro instantáneo. Por otro lado, la fuerza de aplicación fémoro-patelar (Ffp en la Figura 34, resultante de M y de P), es inversamente proporcional al ángulo que forma los tendones cuadricipital y rotuliano. El adelantamiento incrementa ese ángulo, y por tanto, disminuye Ffp. Por último, Maquet sostiene que, tras el adelantamiento, la superficie de contacto aumenta, al entrar en contacto con el fémur antes, el tercio superior de la rótula, de mayor extensión que el tercio medio.

Wagner et al. (50), concluyen en su trabajo que con 15 mm. es suficiente para conseguir una descarga considerable, no mejorada sensiblemente por grados mayor de avanzamiento. Estos resultados, se contraponen con los resultados de Lewallen et al. (29) que precisan adelantamiento de 2,5 cm. para conseguir variaciones significativas de la sollicitación fémoro-patelar. No obstante las controversias se hacen evidente clínicamente la bondad del método por los resultados satisfactorios.

### CINEMÁTICA PATELO-FEMORAL

La cinemática de la articulación fémoro-patelar es función de la geometría de los cóndilos femorales, de la superficie articular de la rótula, del ángulo fémoro-tibial, de los elementos fibrosos pasivos periarticulares y del balance dinámico de los componentes interno y externo del cuádriceps durante la contracción (Vilarrubias, 49).

La rótula recorre sobre el fémur, al ir de la extensión a la flexión, una trayectoria de arriba a abajo y de fuera a dentro, que partiendo de encima de la parte proximal-externa del cóndilo externo la lleva a alojarse en la hendidura intercondílea (Figura 35). La longitud de ese camino es aproximadamente de 5-7 cm. (19,46,53).

Durante la extensión completa la porción inferior de la rótula es la que contacta con el fémur, con la flexión se desplaza cranealmente y aumenta la superficie. La extensión final provoca el autoatornillamiento en rotación externa de la tibia y se forma el ángulo Q. Al comenzar la flexión, la rótula entra en el surco femoral y a los 20° de flexión hay un contacto congruente fémoro-patelar. La rótula se lateraliza entre los 30° y los 70° de flexión llegando a sobresalir un poco, para "hundirse" en el intercóndilo hasta los 90° y luego volver a lateralizarse. A 135° de flexión la carilla impar de la rótula entra en contacto con el fémur y la articulación fémoro-rotuliana se constituye en los cóndilos femorales y no en el surco fémoro-rotuliano.

En el plano frontal la rótula rota externamente, dirigiendo su polo inferior hacia el peroné, un promedio de 6 grados entre los 25 y los 130 grados de flexión. Los 2/3 de esa rotación tienen lugar en los primeros 60 grados de flexión. Luego, la rótula queda firmemente asegurada sobre la tróclea femoral.

La determinación de los centros instantáneos alrededor de los que sucede este movimiento complejo, no ha sido hecha hasta el momento y sólo Frankel y Nordin (19) hacen referencia de ellos: la descripción del movimiento de las superficies de la articulación fémoro-patelar con la técnica de los centros instantáneos demuestra un movimiento de deslizamiento en esta articulación.

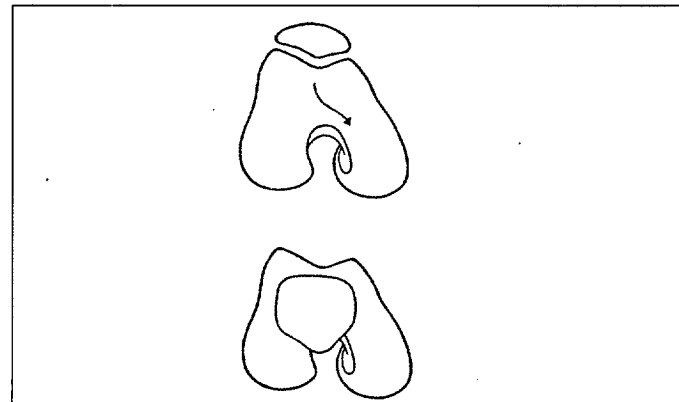


Fig. 35 : La rótula recorre sobre el fémur, al ir de la extensión a la flexión, una trayectoria de arriba a abajo y de fuera a dentro.

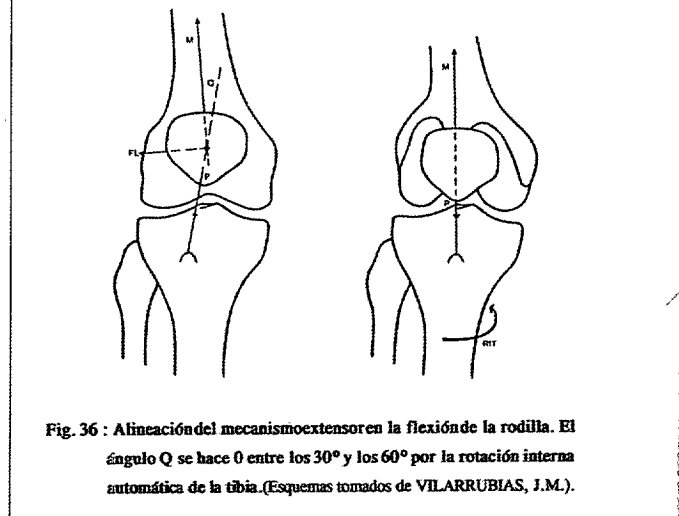


Fig. 36 : Alineación del mecanismo extensor en la flexión de la rodilla. El ángulo Q se hace 0 entre los 30° y los 60° por la rotación interna automática de la tibia. (Esquemas tomados de VILARRUBIAS, J.M.).

### Figuras 35 y 36.

El control y guía del movimiento de la rótula sobre el fémur lo efectúan la acción del cuádriceps, la rotación interna automática de la tibia y la pendiente del cóndilo externo. Estos factores no pueden considerarse aisladamente sino que están íntimamente relacionados entre sí en el cometido de esa función.

Los primeros 30° de flexión son el intervalo de movimiento en que la rótula puede expresar su inestabilidad. En la extensión completa la contracción del cuádriceps resulta lateralizadora, ya que la tibia está en rotación externa, el ángulo Q es máximo y la rótula, proximal y externa, descansa sobre la grasa supratrocLEAR. Todo propicia y nada se opone al ascenso lateral de la rótula bajo la tracción del cuádriceps, siguiendo lo que Knight (27) denomina "Lateral tracking vector".

A partir de ese punto la rótula se "hunde" en la tróclea, el mecanismo extensor se alinea y la componente de reflexión fémoro-patelar de la fuerza cuadricipital aplica firmemente la rótula sobre el fémur. Contrariamente a lo que sucede en extensión, la contracción de ese músculo es capaz de recentrar a 30° rótulas lateralizadas (3,11,31). Dos factores mecánicos motivan esta acción. En primer lugar, la anulación de la fuerza lateral FI (en la Figura 36), al hacerse Q=0 entre 30 y 60 grados de flexión por la rotación interna automática de la tibia. En segundo término, el incremento del brazo de palanca, conforme aumenta la flexión, de los fibras oblicuas del vasto interno, que tanta importancia tienen como centradores de la rótula (2,7,30,36).



La cinemática rotuliana normal puede verse modificada si se altera cualquiera de los factores de guía y control de la misma. Como patrones anormales cabe citar el que cursa con una lateralización-báscula externa excesivas, que dependiendo de su magnitud puede dar lugar a una luxación fémoro-patelar o, lo que es más frecuente, al síndrome denominado por Insall (26) de mal alineamiento patelar, por Ficat (14) de hiperpresión lateral o por Larson (28) como compresión patelar. Este cuadro conduce a la condromalacia de la faceta externa y al consiguiente artrosis, y que podría deberse a una patela alta, que a 30° aún no se ha introducido en la tróclea, a la hipoplasia del cóndilo externo, desviaciones axiales de la extremidad (genu valgo), trastornos de torsión y rotación tibial, retracciones de las formaciones cápsulo-ligamentarias externas, o hipotonía del vasto interno.

Por otra parte, hay una dinámica rotuliana con una medialización excesiva de la misma que provocaría la condromalacia de la faceta interna. Como causas hay que evocar los vicios de torsión y rotación tibial, y los yatrogénicos debido a la retracción de las estructuras cápsulo-ligamentosas interna postartrotomía interna o secundaria a una transposición interna de la tuberosidad anterior de la tibia.

Además de todas estas causas estructurales o estáticas que pueden modificar la cinemática rotuliana, hay toda una serie de situaciones dinámicas que favorecen el desequilibrio externo al asociar varios de los factores lateralizantes; por ejemplo, con el salto al colocar la rótula en una situación de hiperpresión externa por contracción brusca del cuádriceps con la rodilla en valgo-rotación externa, en un grado de flexión próxima a la extensión (45).

También el ángulo Q aumenta de forma intermitente en la fase de apoyo monopodal del paso, por la rotación externa tibial producida en ese momento, o los momentos varizantes que se producen en actividades como la carrera en las fases de apoyo y rotación transversales exageradas de la tibia, la sollicitaciones cíclicas considerables de la banda iliotibial, la irritación de las estructuras externas pueden llevar a la fibrosis y retracción, con la consiguiente lateralización de la rótula y en estos casos de desequilibrio o inestabilidad rotuliana externa con retináculo engrosado basta con su sección para recobrar una cinemática más normal y evitar fuerzas de cizallamiento y compresiva de la femoro-patelar, cosa que no es suficiente con subluxación lateral y ángulo Q mayores de 20° que requieren un recentrado del mecanismo extensor de forma proximal a lo Insall (25) y no modifican las relaciones de la inserción patelar sobre la tibia como sucede cuando el ángulo Q se disminuye con la transposición interna de la tuberosidad anterior que incluso puede producir un compromiso medial por hipercorrección, una sobrecarga fémoro-tibial interna, por sus efectos varizantes y una hiperrotación tibial externa (9) que perturbaría aún más la cinemática normal de la articulación fémoro-patelar.

En resumen, las fuerzas de la articulación patelofemoral, no son el resultado de requerimientos de equilibrios ante cargas funcionales. Por el contrario, resultan de la necesidad de cambiar la dirección de la carga del cuádriceps, al pasar por la articulación antes de actuar sobre la tibia a través del tendón rotuliano. Entonces, la función mecánica de la rótula es la de proporcionar un medio para un cambio mecánicamente compatible de la dirección de la fuerza.

La rótula responde a un grupo de tres fuerzas: la tracción del cuádriceps, la tracción del tendón rotuliano y la fuerza compresiva a nivel de la superficie patelofemoral. Si estas tres fuerzas deben ser esencialmente coplanares, puede considerarse a la fuerza que actúa sobre la superficie patelofemoral, como un efecto integrado en el que una fuerza única reemplaza a la distribución de fuerzas sobre esa superficie.

Existen varios factores en relación al análisis biomecánico que son muy importantes. En primer lugar, la articulación patelofemoral como ocurre en la fémorotibial, no hay una relación fija entre su función cinemática y la posición relativa de sus elementos óseos. Para cualquier ángulo dado de flexión de la rodilla o bien de contacto patelofemoral, la verdadera región de contacto puede variar dependiendo del grupo particular de cargas aplicadas. En otra situación (caminar en comparación con subir escaleras), aún cuando puede involucrar ángulos de flexión similares, se producen condiciones de carga diferentes sobre la superficie articular. No es difícil apreciar el hecho, de que las diferentes actividades producen diferentes cargas en la articulación patelofemoral, en el mismo grado de flexión.

Los parámetros de medición clínica, como el ángulo del cuádriceps (Q), son importantes para comprender la influencia de la anatomía sobre las fuerzas, permitiendo que éstas sean coplanares. No obstante, debe tenerse la precaución de observar la naturaleza tridimensional de la articulación, no es lo mismo en la posición de 20° de flexión, en el que pueda considerarse que el ángulo del cuádriceps descubre el plano del sistema de fuerzas rotuliano, que a 90° donde el concepto no es aplicable.

## APÉNDICE

**Momento:** el efecto de torsión o de rotación de una fuerza o combinación de fuerzas.

Las **fuerzas** tienen cuatro características bien definidas:

1. **Magnitud**, es decir, la fuerza kilogramo (Kgf) o la fuerza libra (lbf).
2. **Línea de aplicación**, es decir, vertical, horizontal o norte hacia el oeste.
3. **Sentido**, es decir, de abajo arriba a lo largo de una vertical, o de arriba abajo a lo largo de una vertical.
4. **Punto de aplicación**, es decir, el talón, la tuberosidad de la tibia o la punta de flecha.

La dirección se emplea para determinar la línea de aplicación y el sentido.

Las cantidades que tienen estas 4 características son vectores, las fuerzas son vectores.

Magnitud = potencia de la fuerza aplicada (Kgf o lbf).

Línea de aplicación: describe la línea sobre la que actúa la fuerza, tiene dos sentidos diferentes.

Sentido: dos puntos finales del vector a lo largo de la línea de aplicación.

Punto de aplicación: es simplemente el punto de contacto entre la fuerza aplicada y el cuerpo sobre el cual se aplica dicha fuerza.

El punto de aplicación puede encontrarse en cualquier punto de la línea de aplicación.

**BIBLIOGRAFÍA**

- 1 Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P. A new patella prosthesis: Design and application. *Clin Orthop* 1975; 107: 175-187.
- 2 Basmajian JV, Harden TP, Rgenos EM. Integrated actions on the four heads of quadriceps femoris: An electromyographic study. *Anat Rec* 1972; 172: 15-20.
- 3 Bernageau J, Goutallier D, Debeyre J, Ferrane J. Nouvelle technique d'exploration de l'articulation fémoro-patellaire: Incidences axiales quadriceps décontractés et quadriceps contractés. *Rev Chir Orthop* 1875; 61 Suppl II: 286-290.
- 4 Blaimont P, Van Elegem P, Alameh M, Klein P, Auquier O, Halleux P. Contribution à l'étude des contraintes patellaires. Hypothèse pathogénique de l'arthrose fémoro-patellaire. *Acta Orthop Belg* 1983; 49: 437-446.
- 5 Bonnel F, Mansat CH, Jaeger JH. La gonartrosis. Barcelona: Ed. Masson, S.A., 1990: 11-13.
- 6 Bousquet G, Rhenter JL, Bascoulergue G, Millon J. Illustré du genou. Ed. Guy Mure, 1982.
- 7 Carson WG, James SL, Larson RL, Singer KM, Winternitz WW. Patellofemoral disorders: Physical and radiographic evaluation. Part I: Physical examination. *Clin Orthop* 1984; 185: 165-177.
- 8 Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980; 13: 397.
- 9 Chambat P, Dejour H. Déséquilibres et chondropaties de la rotule. Symposium dirigido por Ficat, P., y Benoit, J. *Rev. Chir Orthop* 1980; 66: 223-225.
- 10 Denham RA. Radiological examination of the knee joint and other special investigations. En Freeman, M.A.R. ed.: *Arthritis of the knee: Clinical features and surgical management*. Berlin: Springer-Verlag, 1980: 76-109.
- 11 Despontin J, Thomas P. Réflexions sur l'étude de l'articulation fémoro-rotulienne par la méthode des tomographies axiales transverses computerisées. *Acta Orthop Belg* 1978; 44: 857-870.
- 12 Diez Ulloa MA. Biomecánica de la articulación femoro-rotuliana. *Rev. Temas puntuales en Traumatología y Cirugía Ortopédica* 1995; V: 17-23.
- 13 Elftman H. The forces exerted by the apound in walking. *Arb Physiol* 1939; 10: 485.
- 14 Ficat P, Ficat C, Bailleux A. Syndrome d'hyperpression externe de la rotule (S.H.P.E.): Son intérêt pour la connaissance de l'arthrose. *Rev Chir Orthop* 1975; 61: 39-59.
- 15 Ficat RP, Hungerford DS. Disorders of the patello-femoral joint. The Williams & Wilkins Co., Baltimore, 1977.
- 16 Frain P. Facteurs géométriques et cinétiques liant le condyle interne du genou à son ligament latéral. *Rev Chir Orthop* 1980; 66: 285-295.
- 17 Frankel VH, Burstein HA. Biomecánica ortopédica. Ed. Jim, Barcelona, 1973: 123-150.
- 18 Frankel VH, Burstein AH, Brooks OB. Biomechanics of internal derangement of the knee. *J Bone Joint Surg* 1976; 53-A: 945-962.
- 19 Frankel VH, Nordin M. Basic biomechanics of skeletal system. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
- 20 Fukubayashi T, Kurosawa H, Nakajima H. Load bearing med of the knee joint: Physical behavior of the knee joint with o without menisci. *Clin Orthop* 1980; 149: 283.
- 21 Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1: Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg (Br)* 1976; 58: 287-290.
- 22 Goymann V, Muller HG. New calculations of the biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical significations. En Ingwersen, O.S., y otros eds.: *The knee joint: Recent advances in basic research and clinical aspects*. Excerpta Medica, Amsterdam, 1974; págs. 16-21.
- 23 Grood ES, Noyes FR. Cruciate ligament prosthesis: Strength, creep and fatigues properties. *J Bone Joint Surg (Am)* 1976; 58: 1083.
- 24 Huberti HH, Hayes WC. Determination of patellofemoral contact pressures. En Finerman, G., ed.: *Symposium on sports medicine: The knee*. The American Academy of Orthopaedic Surgeons. The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1985; págs. 45-53.
- 25 Insall JN. Cirugía de la rodilla. Ed. Panamericana, Madrid, págs., 35-53, 630-755, 1987.
- 26 Insall JN. Patellar pain. *J. Bone Joint Surg (Am)* 1982; 64: 147-152.
- 27 Knight JL. Chondromalacia patellae: Review of anatomy, biomechanics and histology with mention of new technique documenting lateral tracking. *Orthop Rev* 1978; 8: 129-137.
- 28 Larson RL, Cabaud HE, Slocum DB, James SL, Keenan T, Hutchinson T. The patellar compression syndrome: Surgical treatment by lateral retinacular release. *Clin Orthop* 1978; 134: 158-167.
- 29 Lewallen DG, Riegger CL, Hayes WC. Mechanical effects of retinacular release and tibial tubercle elevation on joint loading in chondromalacia patellae. En Transactions of the 31st Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Las Vegas, 10: 278, 1985.
- 30 Lieb Fj, Perry J. Quadriceps function: An anatomical and mechanical study amputated limbs. *J Bone Joint Surg (Am)* 1968; 50: 1535-1548.
- 31 Maldague B, Malghem J. Chondromalacie de la rotule: Apport de la radiologie. *Acta Orthop Belg* 1978; 44: 21-40.
- 32 Maquet P. Biomécanique du genou. Application à la pathologie et au traitement chirurgical de l'arthrose. Springer Verlag, vol. 1, 1977: 230.
- 33 Maquet P. Biomécanique de l'articulation patello-fémorale. *Acta Orthop Belg* 1978; 44: 41-54.
- 34 Maquet P. Déséquilibres et chondropaties de la rotule. Symposium dirigido por Ficat, P., y Benoit, J. *Rev Chir Orthop* 1980; 66: 209-211.
- 35 Maquet P. Pathogénie de la gonarthrose. Traitement chirurgical de l'arthrose patello-fémorale. *Acta Orthop Belg* 1982; 48: 45-56, 194-203.
- 36 Mariani PP, Caruso I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg (Br)* 1979; 61: 169-171.
- 37 Matthews LS, Sonstegard DS, Henke JA. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop Scand* 1977; 48: 511-516.
- 38 Morrison JB. The forces transmitted to the human knee joint during activity. Doctoral thesis, University of Strathclyde, 1967.
- 39 Morrison JB. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Biomed Engl* 1968; 3: 164-170.
- 40 Nisell R. Joint forces in extension of the knee. *Acta Orthop Scand* 1986; 57: 41-46.
- 41 Noyes FR, Grood ES, Butler DL, et al. Clinical laxity tests and functional stability of the knee: Biomechanical concepts. *Clin Orthop* 1980; 146: 84.
- 42 Paul JP. Forces at the human hip joint. Doctoral thesis, University of Strathclyde, 1967.
- 43 Seedhom BB, Terayama K. Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms. *Biomed Eng* 1976; 2: 278.
- 44 Seedhom BB, Tsubuku M. A technique for the study of contact between visco-elastic bodies with special reference to the patellofemoral joint. *J Biomech* 1977; 10: 253-260.
- 45 Segal PH, Jacob M. The knee. Wolfe Medical Publications Ltd., London, 1984.
- 46 Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech* 1973; 6: 79-92.
- 47 Smith AJ. A study of the forces on the body in athletic activities with particular reference to jumping. Doctoral thesis, Leeds University, 1972.
- 48 Trent PS. The patello-femoral joint. En Walker, P.S., ed.: *Human joints and their artificial replacement*. Ch.C. Thomas Publ., Springfield, 1977; págs. 181-182.
- 49 Vilarrubias Guillamet JM. Patología del aparato extensor de la rodilla. Barcelona: Ed. Jims S.A., 1986; 9-23.
- 50 Wagner J, Cheval P, Nelis JJ. Incidence du degré d'avancement du tendon rotulien sur les contraintes fémoro-patellaires. *Acta Orthop Belg* 1982; 48: 639-650.
- 51 Walker PS, Hajek PV. The load-bearing area in the knee joint. *J Biomech* 1972; 5: 581-589.
- 52 Walker PS. *Humans Joints and Their Artificial Replacements*. Springfield, Ill., Charles C. Thomas, 1977.
- 53 Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint: With special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand* 1941; 12: 319-410.