

## Biomecánica espaciadora rotacional (BER)\*

Dr. HIPOLITO RODRIGUEZ BALTAR\*\*

**Resumen:** Las prótesis hasta ahora conocidas presentaban dos componentes: uno femoral y uno tibial, con el platillo de polietileno incorporado. Más tarde aparecieron en el mercado prótesis con tres elementos: uno femoral, uno tibial y uno de polietileno adaptable, pero que no cumplía con la misión de ser totalmente independiente, continuaba siendo un acompañante de los otros dos, sin evitar la fricción y algunos disminuyendo la torsión.

En la BER, la figura principal es el componente intermedio, ya que es él quien no permite la fricción y la torsión, brinda el espacio necesario y aísla totalmente ambos componentes: femoral y tibial, y de esta manera permite alinear y tensar ambos ligamentos laterales. Por su parte, la plataforma metálica tibial incorpora modificaciones en su estructura que la hacen resistente a los movimientos de torsión que producían aflojamientos en las prótesis convencionales.

O sea que se eliminan la torsión y la fricción, y se brindan a la rodilla todos los movimientos que posee, dándole dos fuertes anclajes a sus componentes metálicos: femoral y tibial.

**Summary:** The prostheses known till now used to have two components: one femoral and one tibial, with the polyethylene platform incorporated. Later on there appeared in the market prostheses with three elements: one femoral, one tibial and one

of adaptable polyethylene, but they were not totally independent. The third element was still accompanying the other two without avoiding friction and some diminishing torsion.

The main thing in BER is the intermediate component because this is the one which does not permit friction, torsion, enables the necessary space and isolates completely both component, femoral and tibial, aligning and giving tension to the collateral ligaments. Additionally, the tibial metal platform incorporates modifications in its fixing structure that in conventional prostheses usually produce loosening.

That is to say, it eliminates torsion and friction, and it gives the knee all its movements, producing two strong attachments in the femoral and tibial metal components.

“La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior. Principalmente está dotada de movimiento de flexoextensión, lo cual le permite acercar o alejar más o menos el extremo del miembro a su raíz, o lo que es lo mismo, regular la distancia que separa al cuerpo del suelo. En esencia la rodilla trabaja comprimida por el peso que soporta; además la articulación de la rodilla posee un segundo sentido de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna; éste aparece sólo cuando la misma está en flexión. Considerado desde el punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla constituye un caso sorprendente, debe conciliar dos imperativos contradictorios: poseer una gran estabilidad en extensión completa y alcanzar una gran

\* Trabajo presentado para optar a Miembro Titular de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología.

\*\* Bartolomé Mitre 2583, 1º “A”, Buenos Aires.

movilidad a partir de cierto ángulo de flexión. En el primer caso, la rodilla en dicha posición soporta presiones importantes debidas al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca. En el segundo, esta movilidad es necesaria en la carrera y para orientación óptima del pie en relación con las irregularidades del terreno.

La rodilla resuelve estas contradicciones merced a dispositivos mecánicos ingeniosos en extremo; sin embargo, la debilidad del acoplamiento de las superficies, condición necesaria para una buena movilidad, expone a esta articulación a los esguinces y a las luxaciones. En flexión, posición de inestabilidad, la rodilla está expuesta al máximo a las lesiones ligamentosas y meniscales. En extensión, es más vulnerable a las fracturas articulares y a las rupturas ligamentosas.<sup>4</sup>

El trabajo con el cual nos hemos comprometido se basa en demostrar la importancia de la rotación en la rodilla, no la traslación. Si nos remontamos a la fisiología de la sinovia veremos que la fuerza que actúa durante el trabajo sobre el cartilago articular puede descomponerse en dos elementos: fricción horizontal y presión vertical. **Mediante interposición, la sinovia elimina la fricción.** En cada cuerpo articular, las partículas de líquido forman una cubierta continua; tales partículas se desvían en sentido horizontal y se deforman clásicamente entre sí durante los movimientos. Esta "lubricación" elimina casi totalmente el roce.

La fricción y el roce no se pueden eliminar en la traslación. La plataforma BER surge de la idea de tratar de reemplazar con elementos protésicos cada uno de los componentes de una rodilla reproduciendo todos sus movimientos.

Hasta ahora todas las prótesis de rodilla poseen el mecanismo de flexión y de extensión, como es el caso de la Insall, que lejos es la que mejor seguimiento tiene. Hay otras que no disponen de retén, permitiendo cierta lateralización pero entrando en el campo de la traslación. En ambos casos, ninguna elimina los movimientos del par torsor. Este par es el que produce el aflojamiento de la plataforma tibial; es por eso —y viendo en las estadísticas que la

mayoría de los problemas de los reemplazos totales de rodilla están en la plataforma tibial— que se ha diseñado la BER, que quiere decir **biomecánica espaciadora rotacional** (Fig. 2). Esta tratará de reemplazar cada uno de los componentes asistidos en una rodilla. Lo denominaremos "a" (femoral), "b" (tibial) y "c" (espaciadora rotacional) (Fig. 1).

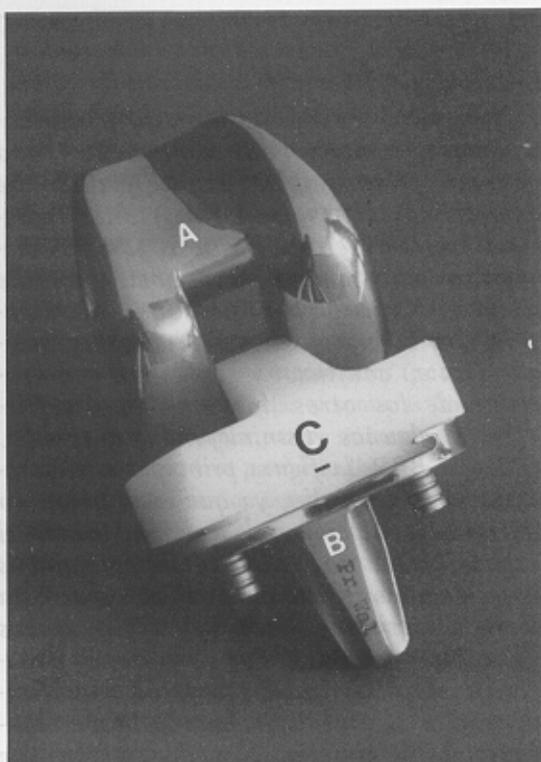


Figura 1

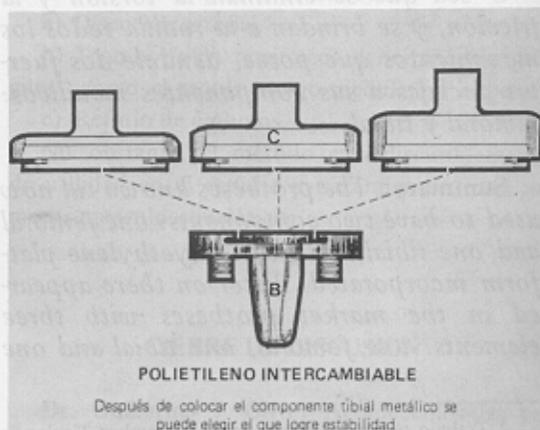


Figura 2

Para "a" tomamos el femoral de la Insall por su seguimiento, para "b" una plataforma metálica y para "c" una plataforma de polietileno que se adapta a ambas. Si no colocamos a "c" estaríamos ante una

prótesis tradicional, ya que no hay tercer componente. Y tendríamos una rodilla con dos superficies de extensión y de flexión con fricción (Figs. 3, 3' y 3'').

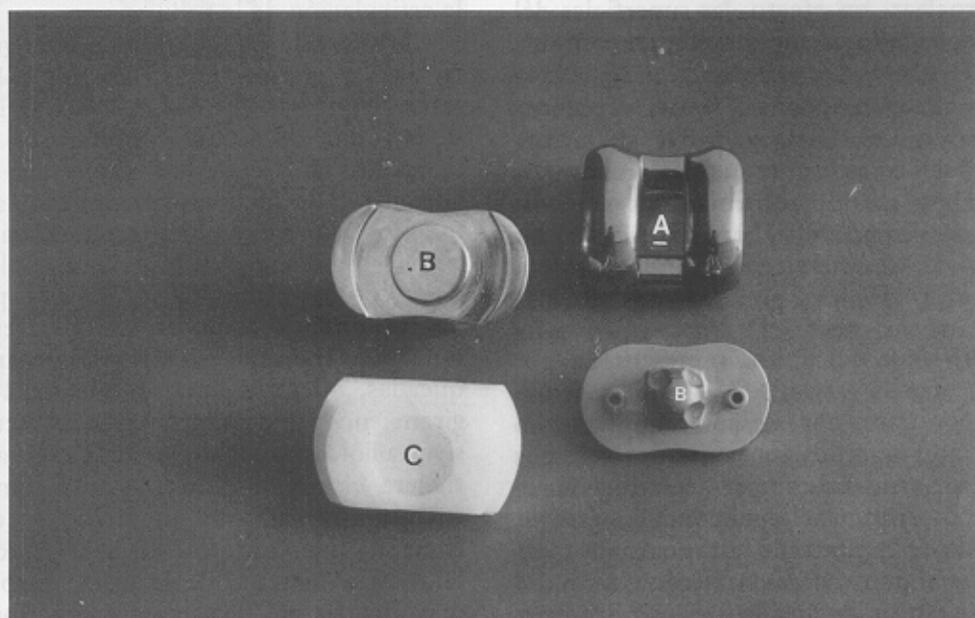


Figura 3

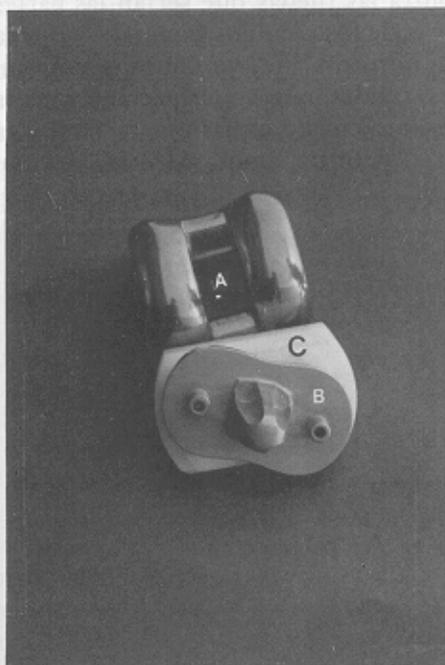


Figura 3'

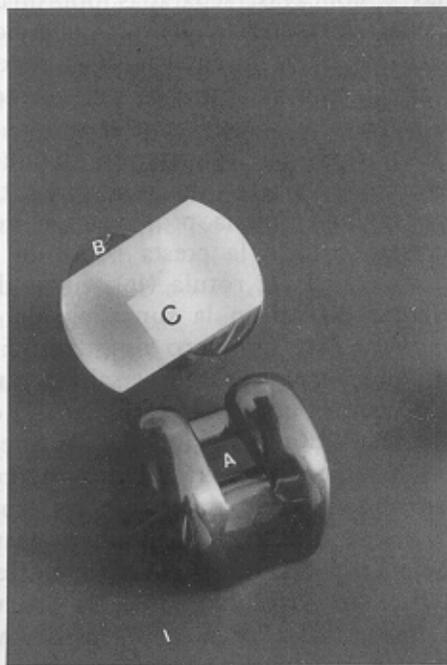


Figura 3''

## LAS SUPERFICIES DE LA FLEXION-EXTENSION

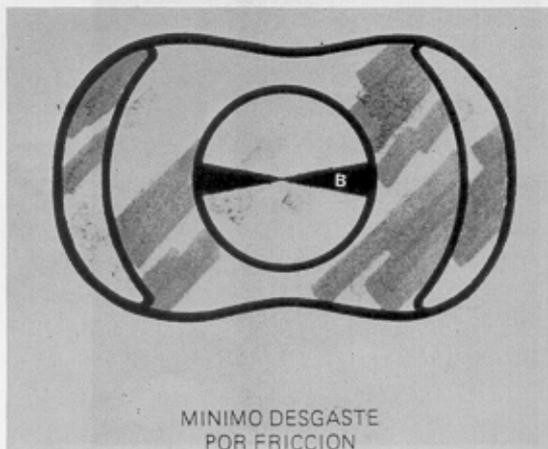
“El sentido principal de libertad de movimiento de la rodilla, el de flexión-extensión, que corresponde al eje transversal, está condicionado por una articulación de tipo troclear: en efecto, las superficies del extremo inferior del fémur constituyen una polea o, con mayor exactitud, un segmento de polea que, por su forma, recuerda a un tren de aterrizaje doble de avión. Los dos cóndilos femorales, convexos en ambos sentidos, forman las dos carillas de la polea y corresponden a las ruedas del tren de aterrizaje; se prolongan hacia delante por las dos carillas de la tróclea femoral. En cuanto a la garganta de la polea, está representada, por delante, por la garganta de la tróclea femoral, y por detrás por la escotadura intercondílea, cuya significación mecánica veremos más tarde. Algunos autores describen la rodilla como articulación bicondílea; esto es cierto desde el punto de vista anatómico, pero desde el punto de vista mecánico, sin discusión se trata de una articulación troclear.

Por la parte tibial las superficies están conformadas de manera inversa y se organizan sobre dos correderas paralelas, incurvadas y cóncavas, separadas por una cresta roma anteroposterior: la glenoide externa (GE) y la interna (GI) se encuentran situadas cada una en una corredera de la superficie (S) y están separadas por la cresta roma anteroposterior, donde se encuentra el macizo de las espinas tibiales; por delante, en la prolongación de dicha cresta se halla la cresta roma de la cara posterior de la rótula (R), cuyas dos vertientes prolongan la superficie de las glenoides. Este conjunto de superficies está dotado de un eje transversal (I), que coincide con el eje de los cóndilos (II) cuando la articulación está encajada. De este modo, las glenoides corresponden a los cóndilos mientras que el macizo de las espinas tibiales se sitúa en la escotadura intercondílea; este conjunto constituye, desde el punto de vista funcional, la articulación femorotibial. Por delante, las dos vertientes de la superficie articular de la rótula corresponden a las dos carillas de la tróclea

femoral, mientras que la cresta roma vertical se aloja en la garganta de la tróclea; de esta forma se constituye un segundo conjunto funcional, la articulación femoropatelar. Ambas articulaciones funcionales, femorotibial y femoropatelar, están contenidas en una sola articulación anatómica, la articulación de la rodilla.

Considerada tan sólo desde el ángulo de la flexión-extensión y al primer golpe de vista, podemos imaginar la articulación de la rodilla como una superficie en forma de polea que se desliza sobre una doble corredera, de incurvación cóncava, asimétrico doble; pero, como veremos más adelante, la realidad es más compleja.”<sup>4</sup>

Pero, deteniéndonos ya en este punto, no es tampoco como un tren de aterrizaje de avión. Porque estas ruedas están bloqueadas, mientras que las ruedas del avión giran; nos preguntamos: ¿qué ocurriría si el avión que hace contacto con la pista tuviera el eje bloqueado y sus gomas no rotaran? Llegaría un momento en que la fricción que produce dejaría caucho y levantaría material de la pista. Esto es lo que ocurre en una plataforma tibial de cualquier prótesis cuando con el correr del tiempo, ante tanta fricción que provoca, se empieza a dañar la parte de polietileno contra las ruedas que serían las partes mecánicas de los cóndilos femorales. Ahora bien, si nosotros incorporamos a esas superficies rígidas una superficie intermedia que deslice entre ambas, evitaríamos la fricción y permitiríamos, además, la rotación (Figs. 3', 3'' y 4).



MINIMO DESGASTE  
POR FRICCIÓN

Figura 4

La superficie articular precedente no permite más que un solo movimiento: la flexión-extensión (Fig. 5).

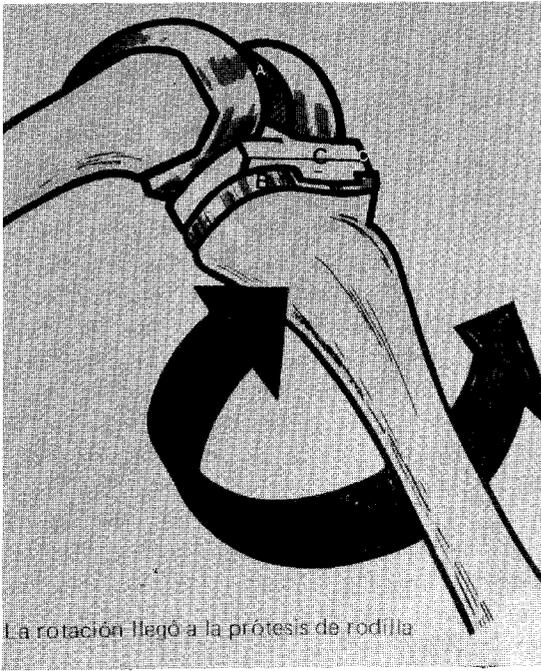


Figura 5

Como explicamos anteriormente, “la cresta roma en la superficie anterior, al situarse dentro de la garganta de la polea, por su longitud impide todo tipo de movimiento de rotación axial de la superficie inferior bajo la superficie superior. Para que la rotación axial sea posible, es preciso que la superficie inferior se modifique de tal modo que la cresta roma reduzca su longitud. Con este fin, se liman los dos extremos de dicha cresta, de modo que no quede más que su parte media, que forma entonces un pivote, introducido en la garganta de la polea y alrededor del cual puede girar la superficie inferior. Este pivote es el macizo de las espigas tibiales que forma la vertiente externa de la glenoide interna y la vertiente interna de la glenoide externa; por él pasa el eje vertical (R) alrededor del cual se efectúan los movimientos de rotación axial bajo el nombre de pivote central; algunos autores designan los dos ligamentos cruzados, considerados como el eje de

rotación longitudinal de la rodilla. Esta terminología no parece apropiada, ya que el concepto de pivote supone un punto de apoyo sólido, lo que debería reservarse para la espina tibial interna, verdadero pivote mecánico de la rodilla. Por lo que concierne al sistema de ligamentos cruzados, parece más apropiado el término “unión central”; esta transformación de las superficies articulares se comprende mejor cuando se toma como ejemplo un modelo mecánico. Primero tomaremos dos piezas: una superior, provista de una ranura, y otra inferior, como una espiga de tamaño y medidas interiores de la ranura; las dos piezas pueden deslizarse con facilidad una sobre la otra pero no pueden girar una respecto de la otra.

Si eliminamos los dos extremos de la espiga de la pieza inferior para que no quede más que su parte central, cuyos diámetros no pueden superar la anchura de la ranura, habremos reemplazado la espiga por un pivote cilíndrico, susceptible de ser introducido en la ranura de la pieza superior. En este momento las piezas acopladas son capaces de efectuar dos tipos de movimientos:

- Un movimiento deslizante del espigón central a lo largo de la ranura, que corresponde a la flexión-extensión.
- Un movimiento de rotación del pivote en el interior de la ranura (cualquiera que sea su posición en la misma), que corresponde a la rotación alrededor del eje de la pierna (longitudinal)”<sup>4</sup>.

Bien, ahí empieza nuestro dilema: ¿cómo hacer para que se produzca la extensión y flexión, y al mismo tiempo la rotación, pero que no se descomponga la relación entre todos? Es ahí donde nació nuestro **prototipo**. Para esto nació un cuestionario:

- 1) ¿Cuándo se produce la flexión?
- 2) ¿Cuándo se produce la extensión?
- 3) ¿Cuándo se produce la rotación?
- 4) ¿Cuándo y cómo es la relación que existe entre “a”, “b” y “c”; entre “a” y “b”; entre “b” y “c” y entre “a”, “b” y “c”.

Este cuestionario tiene una explicación que desarrollaremos a continuación.

## MECANICA Y FUNCION DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA

“La articulación femorotibial tiene libertad de movimientos en dos direcciones: puede doblarse y extenderse en torno de un eje casi transversal, y describir arcos de círculo alrededor del eje longitudinal de la pierna. Esta última no gira en las posiciones extremas de flexión o extensión; sí se exceptúa una ligera rotación final. La flexión activa de la articulación de la rodilla por efecto de la fuerza muscular alcanza 130 grados y la pasiva puede llegar hasta 150 grados. La rótula recorre durante la flexión y extensión un trayecto de 5 a 7 cm. Mientras que en extensión apenas toca su borde inferior la cara articular del fémur, con la rodilla flexionada en ángulo agudo se aplica como una tapa sobre los cóndilos femorales. En extensión, con el cuádriceps relajado, la rótula puede desviarse lateralmente; pero la presión del aire que la oprime no permite levantarla de su asiento. La extensión en la articulación genua, asociada a una rotación final aproximada de 5 grados, alcanza unos 180 grados, y en niños es posible llegar hasta 200 grados. La extensión termina al chocar el fémur con el borde anterior de los dos meniscos. Extendida la articulación, sólo puede doblarse de nuevo cuando ha terminado la rotación final, lo que constituye una seguridad más de la rodilla extendida (V. Lanz).”<sup>5-7</sup>

“La flexión y la extensión en la articulación femorotibial constituyen un movimiento mixto de rotación y deslizamiento. En grados ligeros de flexión, los dos cuerpos articulares se deslizan el uno sobre el otro, mientras que en los mayores giran las poleas del fémur sobre la tibia (V. Lanz). La superficie de contacto de los huesos que forman la articulación disminuye en esas poleas al aumentar la flexión; la rotación en lado interno, con flexión de unos 10 grados, se convierte en deslizamiento circular, lo que no sucede con el lado externo hasta los 20 grados de flexión. El movimiento de rotación es efecto de la incongruencia de los extremos articulares y de la distancia relativamente grande entre las inserciones musculares y la línea

articular. La rotación y su transición continua a deslizamiento se detienen al aumentar la tensión de los ligamentos cruzados.

Un estiramiento creciente de los ligamentos laterales frena el movimiento de extensión. Los meniscos comprimidos entre las caras articulares y los cartílagos oponen cada vez más resistencia a una compresión mayor, por la tensión consecuencia de una distensión exagerada del aparato ligamentoso; en cambio, creciente de los ligamentos inhibitorios. La flexión excesiva de la rodilla en la superextensión de la rodilla en niños pequeños obedece a la forma más redondeada de las trócleas femorales, y no a la distensión del aparato ligamentoso. El movimiento de flexión es reprimido por el aparato creciente de los músculos extensores, y por la tensión de los segmentos divergentes de los ligamentos cruzados. El ligamento lateral externo se relaja en la simple flexión sin rotación, mientras que las fibras cortas posteriores del ligamento lateral interno sólo se relajan al producirse una flexión extremada.

Cuando se flexiona la articulación de la rodilla, los fascículos externos e internos de ambos ligamentos cruzados giran uno sobre el otro (Fig. 6). La violenta tensión

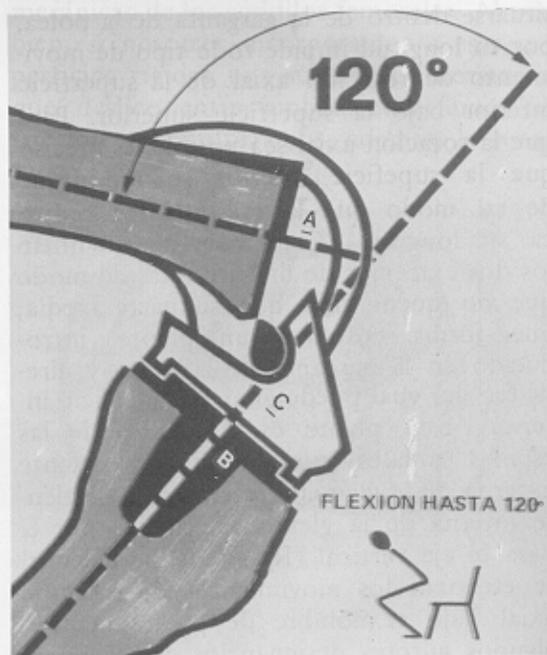


Figura 6

del ligamento posterior, con origen en el cóndilo interno, junto con el ligamento lateral interno y el menisco correspondiente, es causa de la pequeña rotación del lado articular tibial.

La incapacidad de la pierna para girar sobre su longitudinal con la rodilla extendida se compensa en parte mediante rotación en la articulación de la cadera; pero esta compensación apenas es posible andando sobre piso desigual o al trepar. La rotación posible hacia adentro es regularmente de 5 a 10 grados en todas las posiciones de flexión de la articulación femorotibial, y la rotación hacia adentro aumenta unos 38 grados en flexión de 30 grados, hasta 60 grados en flexión de 120 grados. Es de notar la diferencia de la función aquí descrita con la correspondiente, por ejemplo, en la articulación del codo.

Los movimientos de rotación se efectúan sobre todo en la articulación meniscotibial. Los meniscos se asientan firmemente, casi inmóviles, sobre los cóndilos. Se ha presentado en esquema la desviación de la tibia en relación a los meniscos. Durante los movimientos de rotación, la rótula es retenida entre las superficies articulares de la polea femoral. En virtud de la fijación del ligamento rotuliano a la tuberosidad de la tibia, ésta se desvía hacia afuera al producirse la rotación externa, o un poco hacia dentro si la rotación es interna. El eje de giro de la articulación de la rodilla pasó por el cóndilo interno de la tibia. La rotación hacia afuera es reprimida por los dos ligamentos laterales, en el acto, con la rodilla en extensión, o si está en flexión, sólo al aumentar el grado de giro a medida que se hace mayor aquélla. En la posición de rotación externa, ambos ligamentos laterales cortan oblicuamente el eje de giro. Al aumentar la rotación hacia afuera, lo hace también el ángulo de esta intersección, y crece la tensión de dichos ligamentos. Contribuye a reprimir la rotación externa la sólida unión entre el ligamento y el menisco interno. El ligamento interno, ancho y aplanado, se opone a la rotación hacia afuera más que el externo, de forma funicular; esto da al cóndilo tibial externo una movilidad ma-

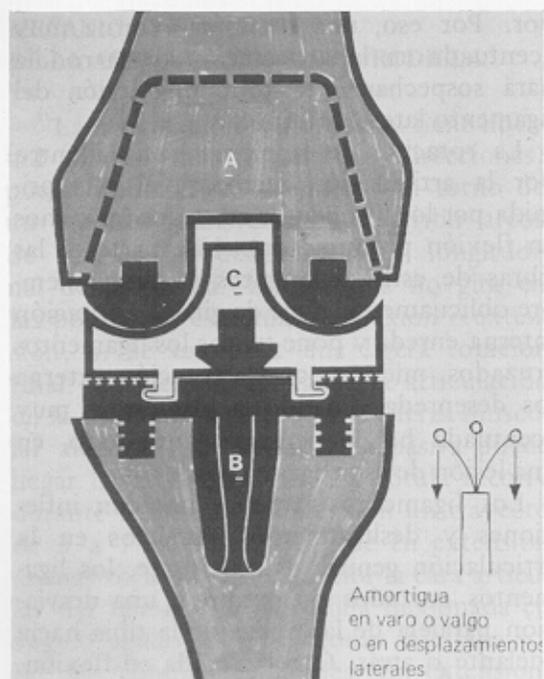
yor. Por eso, una rotación externa muy acentuada en la articulación de la rodilla hará sospechar ante todo una lesión del ligamento lateral interno.

La rotación de la pierna hacia adentro por la articulación femorotibial es reprimida por los ligamentos cruzados (al menos en flexión pronunciada). Una parte de las fibras de estos ligamentos se dirige siempre oblicuamente al eje de giro. La rotación interna enreda y pone tensos los ligamentos cruzados, mientras que la rotación externa los desenreda. Cuando la primera es muy acentuada ha de pensarse, ante todo, en una lesión de esos ligamentos.

Los ligamentos laterales impiden inflexiones y deslizamientos paralelos en la articulación genua. Por su parte, los ligamentos cruzados no permiten una desviación paralela de la cabeza de la tibia hacia adelante o atrás. Con la rodilla en flexión, disminuye la estabilidad lateral por relajación de los ligamentos laterales. Por eso, las sacudidas fuertes del muslo hacen flotar la pierna en esta posición de un lado a otro."<sup>5-7</sup>

Ya hemos explicado la función de todos los componentes de una rodilla, y cómo se cumple cada una. Trataremos de llevar todo lo dicho a un prototipo.

El sistema BER fue adaptado para cualquier diseño de prótesis totales de rodilla. La plataforma tibial rotatoria permite, junto al componente femoral, una vez implantados, darle a la rodilla todos sus movimientos naturales: **flexión**, 90 grados (Fig. 6); **extensión**, completa con amortiguación similar al efecto de la sinovia y su líquido, los meniscos y sus frenos naturales LLE y LLI, repartiendo las cargas en toda su superficie de apoyo (Fig. 7). **Rotación interna y externa**, para ello en extensión cuando se produce la rotación en cadera, el polietileno (C) elimina los micromovimientos que pudieron producirse al deslizar sobre la superficie de la plataforma tibial; además esta plataforma posee un diseño en su vástago que al ser cementado forma columnas que bloquean sus movimientos de rotación y la plataforma posee dos tetones que fijan aún más a la plataforma (Figs. 7, 7' y 8). De esta manera se elimina por completo el par



Amortigua  
en varo o valgo  
o en desplazamientos  
laterales

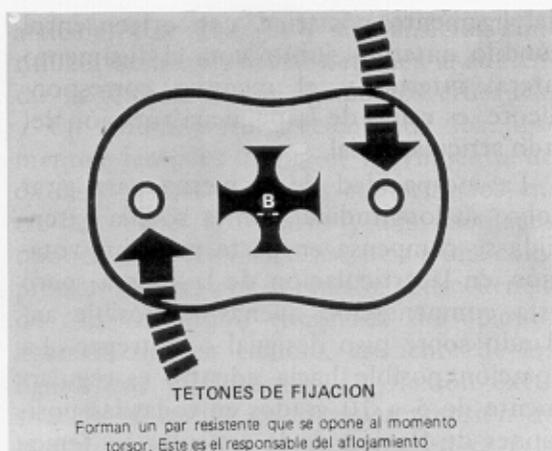


Figura 7'

Figura 7



Figura 8

torsor y se da rotación con mínima fricción. Lo mismo ocurre con las rotaciones tibiales que se producen en la flexión.

De lo antedicho surge un prototipo, el sistema BER, formado por una plataforma tibial y un polietileno rotatorio (Fig. 2) que se puede adaptar a otros modelos femorales, tales como los de Insall-Burstein, Miller-Galante, New Jersey-LCS-AMK-PCA, etc.

Tomamos el modelo Insall-Burstein por ser ésta la prótesis más utilizada y conocida en nuestro medio y porque su extenso seguimiento nos permitía medir nuestro trabajo, ya que si eliminamos el par torsor, creemos que se aporta una ventaja más a las que ya demostró poseer.

## CONCLUSIONES

Por los estudios biomecánicos realizados a este sistema, sea cual fuere el modelo elegido (con retención de cruzados, o no; estabilizado posterior, constreñida o no), el polietileno se adapta al femoral que desee el cirujano, quedando sus propiedades intactas al seguir respetadas las relaciones polietileno-tibial. Con esto queremos indi-

car que no es una prótesis sino un sistema que aporta a cualquier prótesis las rotaciones que le faltan. De esto se deduce que las prótesis de rodilla están formadas por tres elementos y no por dos.

Dejo una consideración a ustedes: ¿qué sería de una prótesis de cadera que sólo tuviese los movimientos de flexión y extensión y no poseyera rotación externa, rotación interna, abducción y aducción? (Fig. 9).

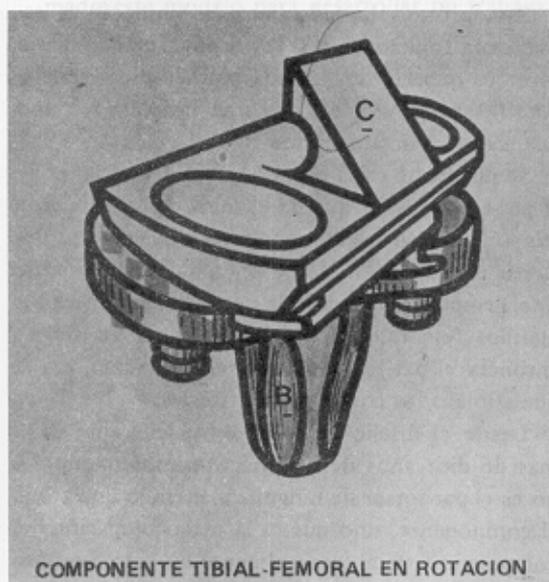


Figura 9

#### BIBLIOGRAFIA

1. Bouchet, Alain et al: Anatomía descriptiva, topografía y funcional. Miembros inferiores. Ed Médica Panamericana, Buenos Aires, 1987.
2. Edmonson AS, Crenshaw AH: Cirugía Ortopédica de Campbell. Ed Médica Panamericana, Buenos Aires, 1988.
3. Insall JM: Cirugía de la rodilla. Ed Médica Panamericana, Buenos Aires, 1986 (ver Cap 2: 34-53; Cap 20: 630-755; Cap 22: 775-787).
4. Kapandji IA: Cuadernos de fisiología articular. Toray-Masson, Barcelona, 1988, pp 90-91.
5. Lanz T, Wachemuth W: Praktische anatomie. Springer, Berlin, 1938, T I-IV.

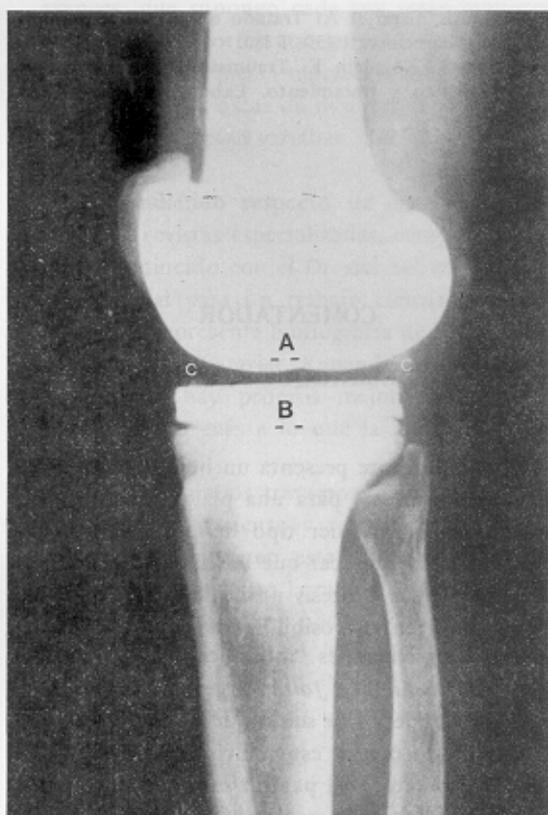


Figura 10

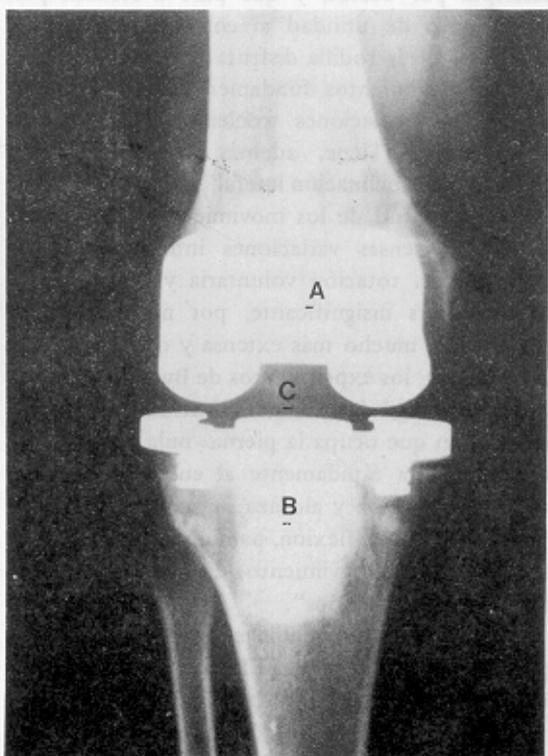


Figura 11

Figs. 10 y 11. Paciente de 55 años. Modelo Insall-BER. Colocada con consentimiento del paciente y a pedido del mismo, julio de 1989. Hasta la fecha sin complicaciones.

Estas son sus radiografías de septiembre de 1992.

6. Testut L, Latarjet A: Tratado de anatomía humana. Salvat, Barcelona, 1959, T I.
7. Weller S, Kögnlein E: Traumatología de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento. Labor, Barcelona, 1965, pp 20-23.

## COMENTADOR

Dr. ENRIQUE LAFRENZ

El comunicante presenta un buen fundado proyecto biomecánico para una plataforma rotatoria utilizable en cualquier tipo de prótesis total de rodilla. Es de destacar que hasta no hace poco la mayoría de las prótesis utilizadas en el mercado mundial no tenían posibilidad de rotar; sin embargo en publicaciones internacionales como el *Journal of Bone and Joint Surgery* he podido contabilizar no menos de seis modelos que preconizan la ventaja de poseer este movimiento para evitar los aflojamientos. Al parecer este concepto había sido dejado de lado por los diseñadores, aunque la rotación de la rodilla fuera magníficamente descrita por Testut, y que paso a resumir por considerarlo de utilidad al comentario: "La articulación de la rodilla disfruta principalmente de los dos movimientos fundamentales que caracterizan las articulaciones trocleares: la **flexión** y la **extensión**. Tiene, además, movimientos de **rotación** y de **inclinación lateral**".

"La amplitud de los movimientos de rotación presenta extensas variaciones individuales y se distinguen la rotación voluntaria y la pasiva. La voluntaria es insignificante, por no decir nula; la pasiva es mucho más extensa y oscila entre 35 y 40 grados; los experimentos de Bugnion enseñan que la amplitud de la rotación varía mucho según la posición que ocupa la pierna: nula en la extensión, aumenta rápidamente al empezar el movimiento de flexión y alcanza un máximo entre los 40 a 60 grados de flexión, para disminuir de nuevo al final de este movimiento; en flexión completa no pasa de 2 a 6 grados".

El autor ha concretado este proyecto en una plataforma denominada BER que ha sido implantada a un paciente en una prótesis de Insall-Burnstein que lleva a la fecha tres años de seguimiento. De las ideas expuestas me interesó sobremanera aquella en la cual se manifiesta: "¿qué sería de

una prótesis de cadera que sólo tuviera movimientos de flexoextensión?"

## DISCUSION

**Dr. Hernán del Sel:** Deseo expresar mi desacuerdo con algunos conceptos que se han vertido en esta presentación.

Esta prótesis ha sido llamada biomecánica espaciadora rotacional, y si la ponemos en castellano correcto debería ser llamada biomecánica espaciadora rotatoria, ya que rotacional no es un término castellano, es un anglicismo.

Se manifestó en la primera parte del trabajo que el par-torsor es lo que da el mayor porcentaje de aflojamiento en los componentes tibiales y esto es cierto para las prótesis de segunda generación de tipo geométricas, donde la conformidad entre los platillos femorales y tibiales se da en un 100%; entonces el par-torsor, la parte de rotación, era la que aflojaba los componentes tibiales.

Desde el diseño de Insall-Burnstein, que tiene más de diez años de seguimiento ininterrumpido, no es el par-torsor de ninguna manera lo que afloja el componente, sino que es la mala colocación del componente tibial, generalmente en varo excesivo a veces, en el eje axil de la tibia.

El que ahora estén de moda y que haya muchas fotos en colores en el *Journal of Bone and Joint Surgery*, no avala que esto sea lo lógico, mecánico o biológico.

Lo que lo avala es el seguimiento a largo plazo; es más, en este tipo de platillos vamos a tener una superficie de desgaste de polietileno en el movimiento femorotibial en extensión-flexión, como es normal, y estamos simplemente brindando otra superficie de desgaste, y es de esperar que los platillos de polietileno se desgasten arriba, como se desgasta la Insall-Burnstein, y abajo, como se puede gastar en esta prótesis que nos presentan.

## CIERRE DE DISCUSION

**Dr. Hipólito Rodríguez Baltar:** Agradezco la participación del Dr. Hernán del Sel. Veo con agrado que estamos en un todo de acuerdo en la

primera parte de su exposición, en que hace referencia a las prótesis de segunda generación y al par-torsor.

Conuerdo con su opinión de que el par-torsor es el que produce el aflojamiento de los platillos tibiales, pero aclaro que me he referido a todas las prótesis en que se realiza este movimiento, es decir, las que se aflojan aunque estén técnicamente bien colocadas.

Donde menciona a la prótesis de Insall-Burnstein como un ejemplo, también estoy de acuerdo con su buena performance y es por eso que he tomado este modelo para desarrollar mi trabajo. En el mismo manifiesto que si tiene buenos resultados sin rotación, con esta última debe tenerlos, en mi modesta opinión, y no soy yo quien pueda afirmar que si la rodilla humana posee rotación, una prótesis no la necesita, y me pregunto qué sería de las prótesis de cadera sin rotaciones.

Las fallas en varo y valgo son por defecto de técnica, ya que con el correr del tiempo y los

avances, que supongo cada vez serán mayores, se realizaban los cortes con goniómetro siguiendo el eje anatómico y no el mecánico, absorbiendo esos cortes las fallas óseas de deseje y en ocasiones los ángulos que hacían variaban ante una coxa vara o coxa valga.

Respondiendo respecto de los avisos publicitarios de revistas especializadas, estoy de acuerdo, ya que coincido con el Dr. del Sel en que no son ningún aval para un trabajo científico. Por eso este trabajo presenta bibliografía de textos reconocidos (Testut, Latarjet, Kapandji, etc.). Puedo decir que no hay prótesis mejor que la que nos pueda acercar más a lo que la anatomía humana posee.

Creo que ambos tratamos de dar un aporte en beneficio del paciente y rescato esto último de nuestro encuentro en esta sesión científica, y el tiempo nos dará o no la razón. Nuevamente agradezco su colaboración.