

M. FERNÁNDEZ FAIRÉN

Instituto de Ciencias Médicas.
Barcelona.

Bases biomecánicas de las osteotomías tibiales

Biomechanical basis of tibial osteotomy

Introducción

La osteotomía por excelencia de la rodilla es la osteotomía valguizante de tibia y a ella se dedica este trabajo. En aras de una exposición más lineal y fácil de sintetizar se ha dejado para un corto comentario final qué hacer con las rodillas valgus. En suma, los criterios mecánicos básicos de indicación, planificación y realización son paralelos.

No cabe duda de que la osteotomía de tibia es una técnica generalmente aceptada en el tratamiento de la artrosis varizante de rodilla^{2, 4, 7, 8, 16, 27, 29, 41}. Sin embargo, hay que señalar la impredecibilidad del resultado^{9, 18}, incluso con una cuidadosa selección de casos³⁹ y la reproducción del varo a pesar de una buena corrección operatoria^{11, 37, 40}. Lo variable de los resultados no parece ser directa ni únicamente debido a factores clínicos^{18, 33}.

Es, pues, interesante analizar los fundamentos biomecánicos de esta técnica y tratar de racionalizarla y optimizarla a través de ese análisis. En primer lugar, hablar de osteotomía de tibia es hablar de cómo inciden las cargas en la rodilla, por lo que se debe empezar por ahí.

Cargas en la rodilla

En condiciones normales, en el apoyo monopodal de la marcha el peso corporal actúa excéntricamente sobre la rodilla produciendo un momento varizante. Las fuerzas de inercia debidas a las aceleraciones de dicha masa tienen escasa influencia en el mismo^{5, 14}.

Ese momento varizante, o adductor para otros, equivalente al peso aplicado (peso corporal menos peso de la pierna en carga) por su distancia al centro de carga de la rodilla, debe ser contrarrestado por un momento valguizante o abductor ocasionado por la tensión activopasiva de los elementos laterales de la rodilla. En este punto existe controversia entre MAQUET²⁵, que conforma ese «obenque» ex-

terno con el tensor de fascia y el glúteo mayor, en tanto que para BLAIMONT y cols.^{2, 3} lo componen el mencionado tensor y el bíceps.

La resultante constituye la carga transmitida del fémur a la tibia, pasando este vector por el centro de carga de la rodilla, o centro instantáneo del varo-valgo, para que la articulación se halle en equilibrio. La distribución de cargas sobre las superficies portantes es muy sensible a la localización de ese punto³⁴. MAQUET^{26, 28} lo sitúa en el centro de la articulación en el plano frontal. Sin embargo, los análisis estáticos o dinámicos de otros autores^{4, 14, 15, 20, 32, 35} desplazan ese vector de carga sobre el compartimento medial durante la mayor parte de la fase de apoyo y por supuesto en el momento del pico de carga.

Este desplazamiento medial de la carga tiene su lógica en primer lugar si se postula un reparto homogéneo de sollicitaciones en la rodilla. La superficie de carga del compartimento medial es mayor que la del lateral^{13, 21, 42, 43}. Para tener sollicitaciones parecidas, una mayor superficie portante permite aplicar cargas mayores. Pero es que además esa situación es absolutamente positiva para la rodilla al disminuir la carga resultante. En efecto, al acercar el centro de carga al eje gravitatorio corporal se disminuye el momento varizante. El equilibrio de ese momento reducido demanda del obenque externo un esfuerzo menor por partida doble, ya que además en esa situación el brazo de palanca de éste respecto al centro de carga de la rodilla se ve aumentado.

Cargas en la rodilla vara

El alineamiento femorotibial puede expresarse por el ángulo formado por los ejes anatómicos o mecánicos de dichos segmentos óseos (Fig. 1). Anatómicamente el ángulo es el correspondiente al cruce en la rodilla de los ejes trazados por el centro de las diáfisis de ambos huesos. Su valor normal es de 6° para STEINDLER³⁸ y entre 5 y 7° para otros autores^{9, 23}. Por el contrario, el ángulo femorotibial, según los ejes mecánicos del fémur, desde el centro de la cabeza femoral al centro de la escotadura intercondílea y de la tibia, desde el centro de la eminencia intercondílea

Correspondencia:

M. FERNÁNDEZ FAIRÉN. Instituto de Ciencias Médicas. Barcelona.

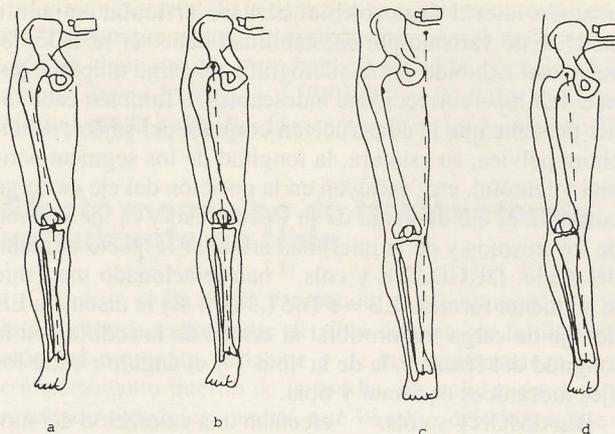


FIG. 1.—Ejes de la rodilla. A: Alineación según los ejes anatómicos de fémur y tibia, trazados por el centro de las diáfisis respectivas, lo que no es siempre fácil en caso de deformidad de las mismas, cortándose en el centro de la rodilla. B: Ejes mecánicos del fémur, desde el centro de la cabeza femoral al centro de la rodilla y de la tibia, desde el centro de la rodilla hasta el centro del tobillo. C: Eje gravitatorio corporal, desde el tercio externo de S1 hasta el centro del tobillo. D: Eje de carga de la extremidad, desde el centro de la cabeza femoral hasta el centro del tobillo.

hasta el centro de la mortaja tibioperonea, tiene un valor normal de 0° para unos^{9, 36} o entre 1 y 3° de varo para otros^{23, 24}.

El varo de la rodilla puede ser debido en origen a una alteración estructural femorotibial que provoca esa orientación, o bien ser secundario a una pérdida osteocondral medial, o fruto del desequilibrio entre el peso corporal productor del momento varizante y la tensión de los elementos laterales. La consecuencia inmediata aparente es el alejamiento cada vez mayor del eje de carga del centro de la rodilla. La carga de la misma aumenta y se medializa aún más al incrementarse el momento varizante y elevarse la sollicitación de los elementos laterales hasta su insuficiencia.

Sin embargo, la predictibilidad genu varo = cargas femorotibiales sobre compartimento interno y genu valgo = cargas sobre compartimento externo^{22, 29} no es en absoluto tan clara. De hecho, HARRINGTON¹⁵ encuentra una serie de rodillas valgus en las que la carga es predominantemente medial, también reseñado por JOHNSON y cols.²⁰ en el 71% de sus valgus. A pesar de que el patrón de carga es más predecible en el genu varo que en el valgo por aquello de la mayor participación general del compartimento medial en ese soporte, del trabajo de HARRINGTON¹⁵ se infiere que no hay relación directa entre la distribución de las cargas, la magnitud de las mismas y la angulación femorotibial. En efecto, en la posición de la resultante no sólo juega el alineamiento femorotibial, sino la posición del centro de gravedad del sujeto y la magnitud y dirección de las fuerzas externas que la componen. Tampoco el valor del momento varizante de la rodilla, de máxima influencia en la composición de esa carga, está directamente relacionado al grado de varo femorotibial^{36, 44}.

Hay así una serie de mecanismos de compensación que ayudan a descargar la rodilla modificando la transmisión de cargas a su través. La oscilación del cuerpo hacia la extremidad en apoyo (Trendelenburg) acerca e incluso superpone el eje gravitatorio corporal al centro de carga de la rodilla, con la consiguiente disminución del momento varizante. Eso mismo sucede caminando «toe out»⁴⁴, acortando el paso^{19, 36, 44}, o enlenteciéndolo^{36, 44}. Evidentemente, para oponerse eficazmente al momento varizante y a su tendencia a crecer si no se le equilibra, es positivo mejorar la acción y el tono de los elementos musculares activos del oblenque externo^{3, 36}.

Con todo ello se ha podido constatar que las rodillas con una desviación de eje, gracias a la puesta en marcha de esos mecanismos de descarga, disfrutaban de la aplicación de una carga femorotibial menor que las rodillas normales. HARRINGTON¹⁵ ha medido una fuerza femorotibial máxima de 3,5 veces el peso corporal en rodillas normales frente a 2,1 en rodillas varas, 2,4 en rodillas valgus y 2,7 en rodillas flexas.

Planteamiento mecánico de la osteotomía valguzante de tibia

Su finalidad sería la de descargar el compartimento interno de la rodilla hasta un nivel aceptable, disminuyendo el momento varizante y haciendo participar en la transmisión de esa carga femorotibial al compartimento externo, al corregir la excesiva medialización del eje de carga y llevarlo hacia lateral. El éxito de la osteotomía estaría, pues, en la correcta recolocación del eje con la que se obtendría una situación mecánica mucho más confortable para la rodilla.

El primer problema radica en cómo colocar esos ejes. Podría pensarse que la reproducción de la situación «normal» sería lo ideal, restaurando el valgo anatómico entre 5 y 7° y haciendo que un eje mecánico recto (0°) pase por el centro de la cabeza femoral, de la rodilla y del tobillo. Pero eso, y de una manera empírica bastantes veces, se ha considerado insuficiente. BAUER y cols.¹ preconizan llevar el valgo anatómico entre 3 y 16° , en tanto que McINTOSH y WELSH³⁰ y KETTELKAMP y cols.²² determinan que hace falta devolver a la rodilla un valgo anatómico al menos de 5 - 7° , ya que se necesita un mínimo de 7° de valgo para descargar el compartimento medial^{11, 21}. La hipercorrección del valgo anatómico en 5° , llevando el valgo femorotibial a 10 - 12° , parece asegurar el logro del fin buscado^{9, 17, 22, 23}. Respecto al valor a dar al eje mecánico femorotibial tanto COVENTRY⁹ como DUGDALE y cols.¹⁰ lo cifran en 3 - 5° de valgo.

Otro sistema es trabajar con la posición de corte del eje de carga con la superficie articular de la tibia (Fig. 2). FUJISAWA y cols.¹² recomiendan una corrección que haga pasar el eje de carga de la extremidad, es decir, la línea recta que va del centro de la cabeza femoral al centro de la mortaja tibioperonea, por el tercio interno del compartimento lateral. Según DUGDALE y cols.¹⁰ la descarga medial se obtiene llevando la mencionada línea de carga de la extremidad entre el 62 y el 66% de la anchura total de la plataforma tibial, contando como punto 0 el borde medial

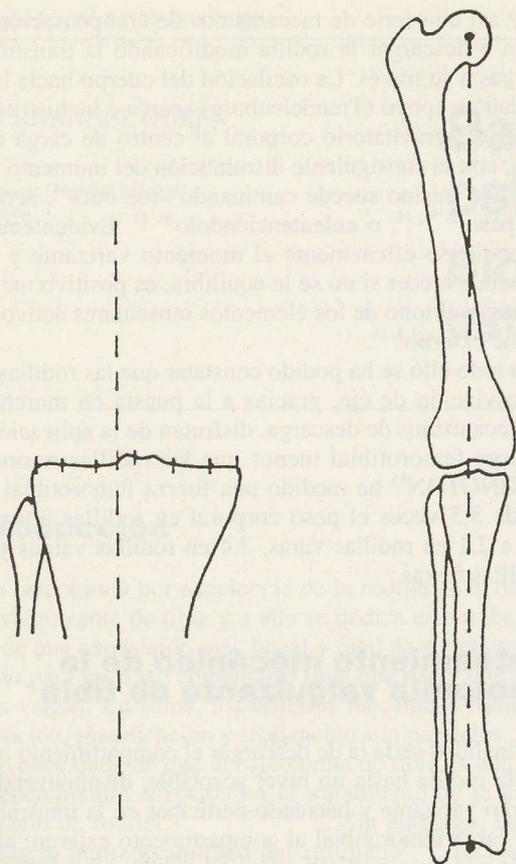


FIG. 2.—Para homogeneizar solicitaciones entre ambos compartimentos y descargar el medial hay que hacer pasar el eje de carga de la extremidad por el tercio interno del compartimento lateral o, lo que es lo mismo, aproximadamente por el 65% de la anchura tibial contando de dentro a fuera.

de la misma. Esto equivaldría a colocar el eje mecánico femorotibial en aquellos 3-5° de valgo deseados. Aquí hay que hacer atención en que un valgo de eje mecánico igual o mayor a 6°, o si el eje de carga de la extremidad cruza la rodilla en el 75% de su anchura o más lateral, puede provocar una carga unicondílea externa¹⁰ con lo que eso tiene de peyorativo para el porvenir del global de la articulación.

BLAIMONT⁴ utiliza el eje gravitatorio corporal trazado desde S1 al centro del tobillo. Considera alcanzada la corrección cuando tras la reorientación de la tibia dicho eje pasa por el compartimento medial a una distancia del centro de carga de la rodilla, situado al interior de la espina tibial inferior⁶, que haga cumplir que el momento varizante sea perfectamente compensado por el momento valguzante creado por el obenque externo respecto a ese centro.

Esta multiplicidad de parámetros y cálculos se hace empleando diferentes métodos. Lo más comúnmente realizado y admitido es el estudio radiológico estático, en carga bi o monopodal, en radiografías largas 30 x 90 que permitan ver las caderas y los tobillos. En algunos casos se complementan con clichés forzando el varo y el valgo de la rodilla. Hay que tener en cuenta que por cada milímetro de

bostezo lateral femorotibial el varo articular aumenta en 1°. Este varismo por inestabilidad debe ser restado del varo total exhibido por la radiografía en carga unipodal para evitar hipercorrecciones indeseables¹⁰. También cabe tener presente que la construcción corporal del sujeto, su anchura pélvica, su estatura, la longitud de los segmentos tibial y femoral, etc., influyen en la posición del eje de carga corporal, el eje de carga de la extremidad y la inclinación de los mismos y de la interlínea articular respecto al plano del suelo. DUGDALE y cols.¹⁰ han relacionado mediante la siguiente fórmula $EB = FTr/57,3 (F + B)$ la distancia EB del eje de carga femorotibial al centro de la rodilla con la longitud del fémur F, la de la tibia T y el ángulo r entre los ejes mecánicos de fémur y tibia.

BLAIMONT y cols.^{2,3,4} efectúan una valoración del momento valguzante proporcionando por la contracción de los músculos del obenque externo. Con el paciente en decúbito contralateral y la pierna en cuestión en el vacío, apoyada la extremidad sobre un soporte colocado bajo el cóndilo interno de la rodilla explorada, se visualiza en un intensificador de imágenes el bostezo en varo de la misma al relajar la musculatura externa y su disminución o anulación por la acción muscular. Se va añadiendo peso progresivamente sobre el tobillo hasta que la musculatura no puede reequilibrar la situación y la apertura de la interlínea persiste a pesar de la contracción. El cálculo de la fuerza muscular del obenque externo así hecho es bien fácil (Fig. 3), aunque BLAIMONT⁴ no lo considera imprescindible como previo a la osteotomía.

De todas formas, estos análisis estáticos sólo son admisibles como pobres sucedáneos de los estudios dinámicos, dada la complejidad de éstos y la dificultad de generalizarlos a cualquier situación clínica. En efecto, es bien conocido que las fuerzas medidas en dinámico son mayores que las calculadas en estático^{15,20}, con una correlación más bien escasa entre las solicitaciones predichas radiológicamente y las registradas en dinámico¹⁰. JOHNSON y cols.²⁰ hacen hincapié en su estudio en la necesidad de completar el análisis radiológico estático con un estudio de la marcha, midiendo así no sólo la alineación femorotibial, sino también los momentos ocasionados en el paso¹⁰. Esto que es válido para las osteotomías valguzantes de sustracción no lo es en cambio para las mucho más raras de adición interna³¹.

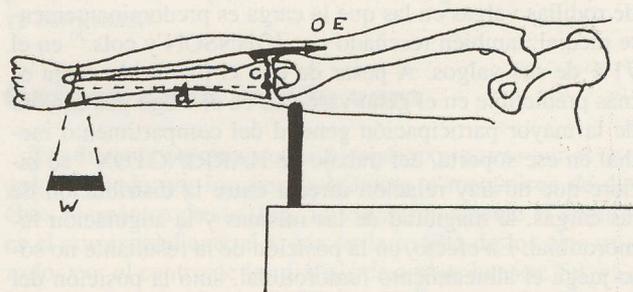


FIG. 3.—Cálculo de la fuerza generada por el obenque externo que permite paralelizar la interlínea contra el momento varizante producido por la carga W aplicada sobre el tobillo: $OE = Wd/c$.

La planificación de la osteotomía conlleva un error de 1 a 4°²⁴. Aunque normalmente hay que pensar en la suma de algún posible y probable error en la ejecución, hay autores como ENGEL y LIPPERT¹¹ y BLAIMONT⁴ que afirman poder completar la osteotomía en un margen de 2°.

Efecto mecánico de la osteotomía valguizante de tibia

Como ya se ha dicho y repetido, el efecto mecánico de la osteotomía valguizante de tibia debería ser la disminución del momento varizante y de las sollicitaciones en el compartimento interno de la rodilla. La validación de este resultado mecánico tendría que hacerse evidentemente a través de un estudio de la marcha. De esta manera, KETTELKAMP y cols.²² hallan que la osteotomía mejora la movilidad femorotibial en la marcha y la flexoextensión durante la fase de apoyo, con el consiguiente efecto favorable sobre la amortiguación de cargas y la restitución de energía, disminuye la rotación tibial e incrementa la velocidad del desplazamiento. Estas modificaciones son propias y características de un buen resultado.

La bondad del resultado clínico y su perdurabilidad parecen tener una cierta relación con el grado de corrección de la alineación femorotibial. A 3 años de la operación las rodillas con menos de 5° de valgo anatómico presentan un 66% de buenos resultados, en tanto que esta cifra es del 92% para aquéllas con más de esos 5°. A los 5 años la diferencia es aún más manifiesta: 47% para las primeras frente al 81% para las segundas²².

La reducción del momento varizante conseguida por la osteotomía también pierde valor con el tiempo. A 6 meses de la intervención, McNICHOLAS y cols.³¹ aprecian un momento varizante 30% menor que el preoperatorio, en tanto que a 12 meses es sólo un 20% menor. PRODRAMOS y cols. en su importante trabajo³⁶ encuentran también una reducción del momento varizante postosteotomía en todos sus casos. El asunto es que a pesar de ello el grupo de pacientes que en preoperatorio exhibía un momento varizante alto, por encima del grupo control, en postoperatorio seguían experimentando un momento varizante igualmente mayor que el grupo control normal. En cambio, en aquellos otros que en preoperatorio formaban el grupo de momento varizante bajo, la reducción postoperatoria era notable y evidentemente por debajo del grupo control. Tres años después el valgo postoperatorio inmediato del eje mecánico, logrado en todas las rodillas, seguía siéndolo en las de momento varizante bajo en tanto que se había perdido y eran varas las de momento alto. El 100% de aquéllas tenían un buen resultado, en tanto que en éstas lo era sólo en el 50% de los casos.

Valgo y osteotomía

La artrosis valguizante de la rodilla es mucho menos frecuente que la secundaria al varo de la misma por razones obvias ya argumentadas al hablar de la transmisión de cargas femorotibiales, mediales incluso en rodillas valgus.

El valgo de la rodilla suele ser de origen femoral y estar motivado por un cóndilo externo poco desarrollado. La osteotomía correctora de dicha desviación deberá plantearse, pues, a ese nivel. Con ella se devolverá el eje mecánico o anatómico al punto de la normocorrección, ya que hipercoregir en varo es absolutamente catastrófico para estas rodillas.

A pesar de que algunos autores¹⁵ opinan que es más fácil compensar el valgo que el varo, esto no es en absoluto evidente, la planificación de la osteotomía requiere un máximo cuidado, su realización y montaje no son simples y la inconstancia del resultado la norma.

Conclusiones

1. El fundamento mecánico teórico que tiene la osteotomía valguizante de tibia como descarga del compartimento interno en el genu varo encuentra ciertas dificultades a la hora de ir a la práctica.
2. En el cálculo de la alineación de la rodilla tiene ventajas el empleo del eje mecánico femorotibial, ya que los ejes anatómicos no son siempre bien evidentes, igual que la localización del centro de carga de la rodilla por otra parte.
3. Es interesante la evaluación del obenque externo, generador del momento valguizante antivaro, que puede hacerse fácilmente con el método de Blaimont.
4. Deberían hacerse obligatoriamente estudios dinámicos en pre y en postoperatorio.
5. El momento varizante que experimenta la rodilla en la fase de apoyo monopodal de la marcha en preoperatorio tiene un valor pronóstico en cuanto a resultado y persistencia del efecto de la osteotomía.
6. Es necesario hipercoregir llevando el eje mecánico a un valgo de 3-5°.
7. Las osteotomías correctoras del valgo suelen tener que plantearse a nivel femoral, otorgar una normocorrección del alineamiento femorotibial y no considerarse en absoluto como de realización simple y resultando evidente.
9. Hay que seguir profundizando, con los medios de que se dispone hoy día, en el conocimiento del porqué y cómo de las osteotomías, dado que no deja de tener ventajas su carácter de método «conservador».

Bibliografía

1. Bauer GCH, Insall J, Koshino T. Tibial osteotomy in gonarthrosis (osteoarthritis of the knee). *J Bone Joint Surg.* 1969;51A:1546-1563.
2. Blaimont P, Burnotte J, Baillon JM, Duby P. Contribution à l'étude des conditions d'équilibre dans le genou normal et pathologique. *Acta Orthop Belg.* 1971;37:573-592.
3. Blaimont P, Burnotte J, Halleux P. La préarthrose du genou. Pathogénie, biomécanique et traitement prophylactique. *Acta Orthop Belg.* 1975;41:177-200.
4. Blaimont P. L'ostéotomie curviline dans le traitement de la gonarthrose. *Acta Orthop Belg.* 1982;48:97-109.

5. Bresler B, Frankel J. The forces and moments in the leg during level walking. *Trans Am Soc Mech Eng.* 1950;72:27.
6. Burnotte J. Détermination extensométrique du centre mécanique du genou. III Colloque de Biomécanique des Mouvements. Bruxelles, 1975.
7. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long terms results. *Orthop Clin North Am.* 1979;10:191-210.
8. Coventry MB, Bowman PW. Long-term results of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. *Acta Orthop Belg.* 1982;48:139-156.
9. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg.* 1985;67A:1136-1140.
10. Dugdale TW, Noyes FR, Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop.* 1992;274:248-264.
11. Engel GM, Lippert FG. Valgus tibial osteotomy: avoiding the pitfalls. *Clin Orthop.* 1981;160:137-143.
12. Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am.* 1979;10:585-608.
13. Fukubayashi K, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthritic knee joints. *Acta Orthop Scand.* 1980;51:871-879.
14. Harrington IJ. A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng.* 11: 167-172, 1976.
15. Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg.* 1983;65A:247-259.
16. Harris WR, Kostuik JP. High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg.* 1970;52A:330-336.
17. Insall JN. *Surgery of the knee.* New York: Churchill Livingstone, 1984:551-585.
18. Insall JN, Joseph DM, Msika C. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg.* 1984;66A:1040-1048.
19. Ivarsson I, Larson LE. Gait analysis in patients with gonarthrosis treated by high tibial osteotomy. *Clin Orthop.* 1989;239:185-190.
20. Johnson F, Leitz S, Waugh W. The distribution of load across the knee: a comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg.* 1980;62B:346-349.
21. Kettelkamp DB, Jacobs AW. Tibiofemoral contact area: determination and implications. *J Bone Joint Surg.* 1972;54B:349-356.
22. Kettelkamp DB, Wenger DR, Chao EYS, Thompson C. Results of proximal tibial osteotomy. The effects of tibiofemoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial-plateau force. *J Bone Joint Surg.* 1976;58A:952-960.
23. Kettelkamp DB, Chao EYS. Proximal tibial osteotomy for correction of varus deformity of the knee. En: Black J, Dumbleton JH, eds. *Clinical biomechanics. A case history approach.* New York: Churchill Livingstone, 1981:231-255.
24. Krackow KA. Approaches to planning lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy about the knee. *Adv Orthop Surg.* 1983;7:69-88.
25. Maquet P. Biomécanique de la gonarthrose. *Acta Orthop Belg.* 1972;38(suppl. I):33-54.
26. Maquet P. *Biomechanics of the knee.* Berlín-Heidelberg: Springer Verlag, 1976.
27. Maquet P. The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop.* 1980;146: 102-110.
28. Maquet P. Pathogénie de la gonarthrose. *Acta Orthop Belg.* 1982;48:45-56.
29. Maquet P. Traitement chirurgical de l'arthrose fémoro-tibiale. *Acta Orthop Belg.* 1982;48:172-189.
30. McIntosh DL, Welsh RP. Joint debridement. A complement to high tibial osteotomy in the treatment of degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg.* 1977;59A:1094-1097.
31. McNicholas MJ, Linsell J, Fairgrieve S, Buckley JR, Macleod G, Turner MS, Rowley DI. Gait analysis observations of high tibial osteotomy, by opening and closing techniques. *J Bone Joint Surg.* 1996;78B(suppl. I):38.
32. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech.* 1970;3:51-61.
33. Myrner R. Optimal correction in high tibial osteotomy for varus deformity. *Acta Orthop Scand.* 1980;51:689-694.
34. Nissan M. Review of some basic assumptions in knee biomechanics. *J Biomech.* 1980;13:375-381.
35. Pichel C. *Una teoría sobre la biomecánica de la rodilla.* IV Curso de Biomecánica. Barcelona, 1984.
36. Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg.* 1985;67A:1188-1194.
37. Sprenger TR, Weber BG, Howard, FM. Compression osteotomy of the tibia. *Clin Orthop.* 1979;140:103-108.
38. Steindler A. *Kinesiology of the human body.* Charles C. Thomas. Springfield, 1955:331.
39. Tjörnstrand BAE, Egund N, Hagstedt BV. High tibial osteotomy. A seven-year clinical and radiographic follow-up. *Clin Orthop.* 1981;160:124-136.
40. Torgerson WR, Kettelkamp, DB, Igou RA, Leach RE. Tibial osteotomy for the treatment of degenerative arthritis of the knee. *Clin Orthop.* 1974;101:46-52.
41. Vainionpää S, Laike E, Kirves P, Tiusanen P. Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A five to ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg.* 1981;63A:938-946.
42. Walker PS, Hajek JV. The load-bearing area in the knee joint. *J Biomech.* 1972;5:581-589.
43. Walker PS, Erkmen MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop.* 1975;106:184-192.
44. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg.* 1990;72A:905-909.