

# OSTEOTOMÍA DEL PRIMER METATARSIANO. MODIFICACIONES BIOMECÁNICAS

HOSPITAL 12 DE OCTUBRE. MADRID.  
FACULTAD DE MEDICINA UCM.  
CLÍNICA VIRGEN DEL MAR. MADRID.

L. F. LLANOS ALCÁZAR  
M.<sup>a</sup> T. ANGULO CARRERE  
M. NÚÑEZ-SAMPER PIZARROSO

---

## RESUMEN

**Con el fin de ver las modificaciones biomecánicas que se producen tras la osteotomía del primer metatarsiano, se realiza una valoración mecánica de las variaciones del apoyo plantar en catorce pacientes tratados con una osteotomía metatarsal tipo Golden, utilizando como método de control una plataforma de fuerza con galgas extensiométricas (AMTI).**

**Palabras clave:** metatarsiano, osteotomía, biomecánica.

## INTRODUCCIÓN

Desde el punto de vista biomecánico los objetivos de la osteotomía del primer metatarsiano se resumen en:

1. Reponer la cabeza metatarsal.
2. Corregir el ángulo intermetatarsiano y metatarso-falángico.
3. Restablecer el balance muscular.

Para obtener dichos objetivos, la osteotomía deberá intentar corregir las angu-

laciones o posiciones viciosas del primer radio en los tres planos del espacio:

- 1) En el primer espacio intermetatarsiano.
- 2) Sobre el ángulo metatarso-falángico.
- 3) Proporcionar la conveniente orientación (rotación) a la cabeza metatarsal.
- 4) Obtener la inclinación en el plano sagital, adecuándola al valor del ángulo de Hicks.

Para valorar los cambios mecánicos tras las osteotomías se utilizan como métodos de control: a) Las variaciones en la carga relativa y absoluta sobre las cabezas metatarsales (podobarografía). b) El estudio de la línea dinámica de progresión de la marcha. c) Estudio de los momentos de rotación articular. d) Estudio cinemático.

En este sentido hemos realizado una valoración mecánica de las variaciones del apoyo plantar en catorce pacientes tratados con una osteotomía metatarsal tipo Golden, utilizando como método de control una plataforma de fuerza con galgas extensiométricas (AMTI).

## RESULTADOS

En la mitad de los casos se ha observado una disminución en la carga del primer radio durante el momento del apoyo final y prebalanceo. Parte de dichos pacientes han sido intervenidos previamente en el lado contralateral. También en seis casos se aprecia una disminución de la componente de «impulso» sobre el eje Y. Por el contrario, en 13 de los 14 pacientes estudiados, no existe modificación en la magnitud de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (z), cuando se compara con el apoyo sobre el lado contralateral. La línea dinámica de progresión de marcha ha mejorado en casi todos los casos de forma más o menos importante. (Figs. 3 y 4).

## DISCUSIÓN

El primer radio que, en la escala filogenética va aumentando de longitud para hacerse cada vez más anterior (aducién-dose), desempeña un protagonismo importante en la fase decisiva de despe-gue del pie del suelo durante la marcha.

El primer metatarsiano constituye un eslabón, parcialmente móvil entre el pie estático, de apoyo, y el dinámico, de propulsión. Orientado espacialmente según un ángulo oblicuo en el plano sagital, su diseño y estructura se acomodan perfectamente a las sollicitaciones mecánicas fisiológicas que recibe como demostró Roig Puerta (8), analizando las trayectorias trabeculares de su tejido óseo.

En dicha fase el centro de presión dinámico del pie se traslada rápidamente desde el talón, a lo largo del borde externo del pie, hacia las cabezas metatarsales. A partir del apoyo metatarsal medio se dirige en sentido medial, situándose en la segunda y primera cabezas metatarsales durante la última fase de apoyo.

La podobarografía nos permite establecer «patrones interferenciales de superficie», de manera que por medio de cámaras de televisión puedan digitalizarse y establecer una relación entre bandas o contornos de presión (3).

Si observamos la relación existente entre tiempo y presión en diversas áreas de apoyo plantar durante la marcha normal, podemos apreciar la importante carga soportada por el 1.º y 2.º metatarsia-nos. Este último, como es sabido, suele ser más largo y rígido que los demás, hecho que justifica la transferencia importante de carga que soporta (2).

Durante la fase de apoyo de talón, el vector de fuerza, como sabemos, pasa unos 30 milímetros (mm.) posterior al centro de rotación del tobillo. Si, debido al peso corporal, actúa una fuerza reaccional («ground reaction») del orden de 800 N, se puede producir un momento de 24 Nm tendente a flexionar plantarmente el tobi-llo. Por ello, el grupo muscular tibial ante-rior, para conseguir el equilibrio mecáni-co, debe generar un momento equivalen-te tendente a flexionar dorsalmente el tobillo. Si dicho grupo tiene un brazo de palanca de unos 25 mm., la tensión requeri-da resultante de la musculatura deberá ser de 969 N. La fuerza de dicha muscula-tura más la fuerza externa reaccional del suelo actuarán conjuntamente en direc-ción hacia arriba. Para poder resistir esta acción combinada, las superficies articu-lares del tobillo experimentarán una fuer-za compresiva de 1.760 N (2,2 veces el peso corporal).

Durante la última fase de apoyo, los requerimientos mecánicos son aún mayo-res. La fuerza reaccional desde el suelo, equivalente al peso corporal, generará un momento de 120 Nm tendentes a flexio-nar dorsalmente el tobillo. El tendón de Aquiles, transmisor de la tensión del grupo muscular de la pantorrilla, se com-porta como una palanca típica, situada a

30 mm. del eje cruro-pédico. Como quiera que el valor de la tensión del tendón es de 4.000 N, la fuerza compresiva desarrollada sobre la articulación será de 4.800 N, es decir, seis veces el peso corporal.

Pues bien, en ese momento la fuerza reaccional del suelo se sitúa aproximadamente en la almohadilla del primer metatarsiano. ¿Cuál es la magnitud de los momentos rotatorios actuantes alrededor de los ejes de ATPA y astrágalo-calcáneo-escafoideo durante la marcha normal? Obsérvese primeramente el gran momento dorsiflexor desarrollado durante la fase final de apoyo. En el estudio experimental realizado por Simkin (9), para una fuerza de 500 N aplicada sobre el tobillo se transmiten 150 N al primer radio a través de la aponeurosis plantar y 170 al tercero. Estudios con podoscopia electrónica realizados por Pérez García y cols. (7) en condiciones estáticas parecen apuntar en esa misma dirección. Otros autores (4, 5) han hallado fuerzas entre 70 y 100 N sobre la punta del dedo gordo en la fase final de despegue de la marcha (Tabla 1).

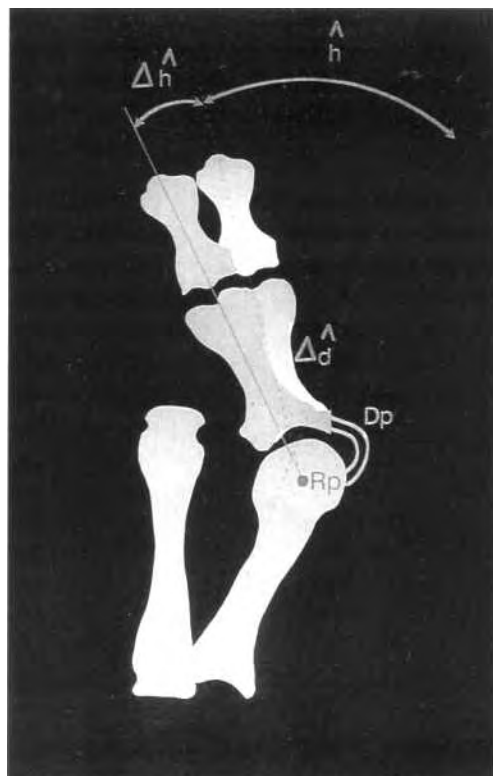


Fig. 1. Tensión sobre la articulación metatarso-falángica a partir de una fuerza ejercida sobre la punta del dedo gordo. El momento generado por dicha fuerza es contrarrestado por otra, que se manifiesta en forma de tensión desarrollada en la cápsula medial articular ( $D_p$ ) (adaptado de Grieve, D.).

	Fuerza en N.
DE SCOTT et al. (1973)	75 - 100
DE GRUNDY et al. (1976)	70 - 100
GRIEVE (1981)	70

Tabla 1. Fuerza en la punta del dedo gordo en la fase final del despegue en la marcha.

A partir del ángulo del hallux y del intermetatarsiano se puede calcular la tensión generada sobre la cápsula articular tarso-metatarsiana en newtons (4) (Fig. 1) (Tabla II). La luxación de los sesamoideos y la exótesis secundaria altera la cinemática articular metatarso-falángica, produciéndose fuerzas tangenciales que inducen la aparición de una artrosis y desalinean más el radio (Fig. 2); por ello, los vectores resultantes de las fuerzas musculares divergen progresivamente de sus líneas de acción fisiológicas (11). En

los pies con hallux valgus el dedo gordo carga menos de lo normal; por el contrario, las cabezas del segundo y tercer metatarsianos y del mediopié cargan más (12).

¿Cómo afecta la osteotomía metatarsal a la mecánica del radio y, por extensión, del pie?

El restablecimiento de la mecánica metatarsal mediante osteotomías, repondrá, la cabeza metatarsal en su orientación y nivel adecuados a fin de obtener un apoyo correcto, pero servirá igualmente para restablecer el balance muscular. Los estudios EMGs muestran la importancia de la musculatura como reserva dinámica, colaborando en la transmisión de cargas ya citadas (1, 6, 13).

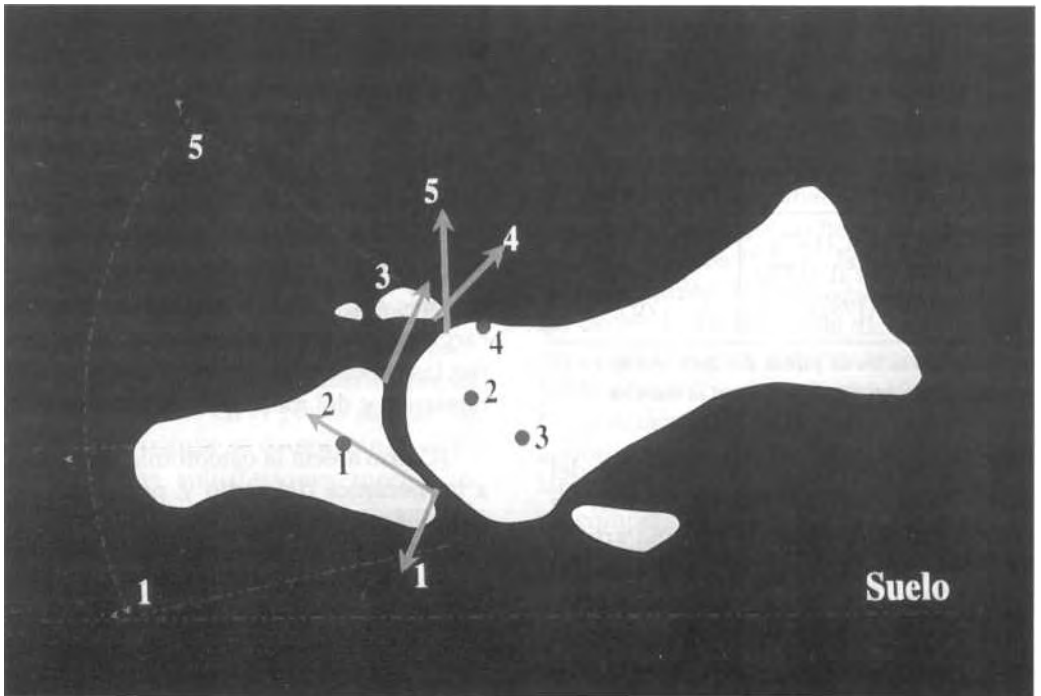
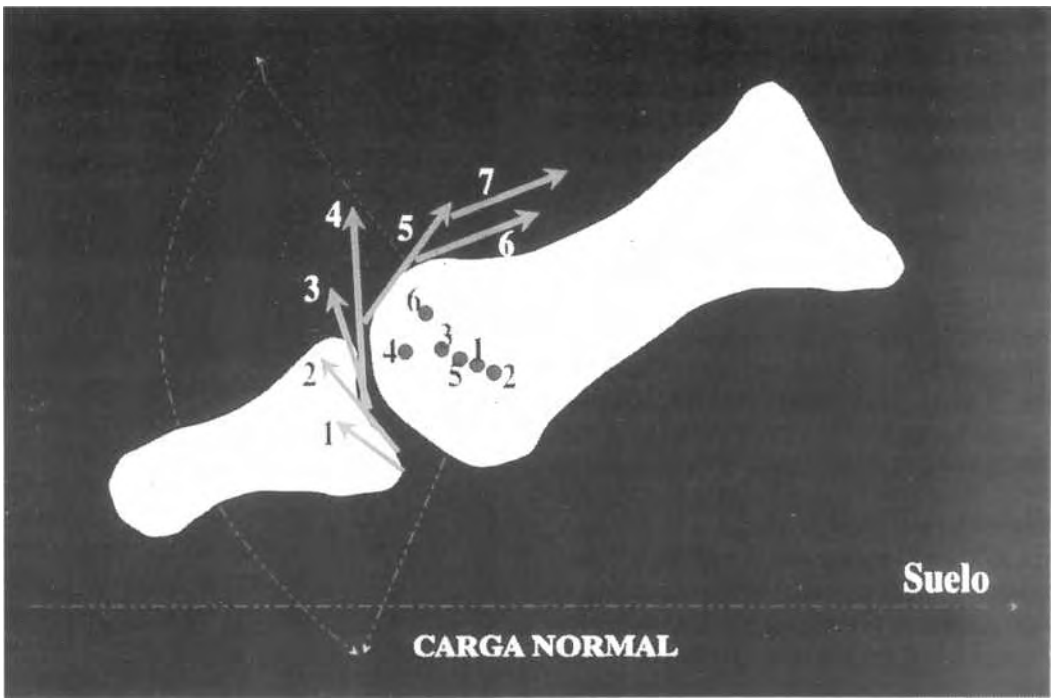


Fig. 2. a) Centros instantáneos de movimiento en la articulación metatarso falángica del hallux en el plano sagital. Cada número de flecha, componente radial de velocidad angular, corresponde al centro instantáneo de movimiento igualmente numerado. En la mayor parte del movimiento se producirá un deslizamiento de las superficies articulares. b) Alteración de los centros instantáneos de movimientos y velocidad angular en el plano sagital, secundarios a la existencia de un juanete.

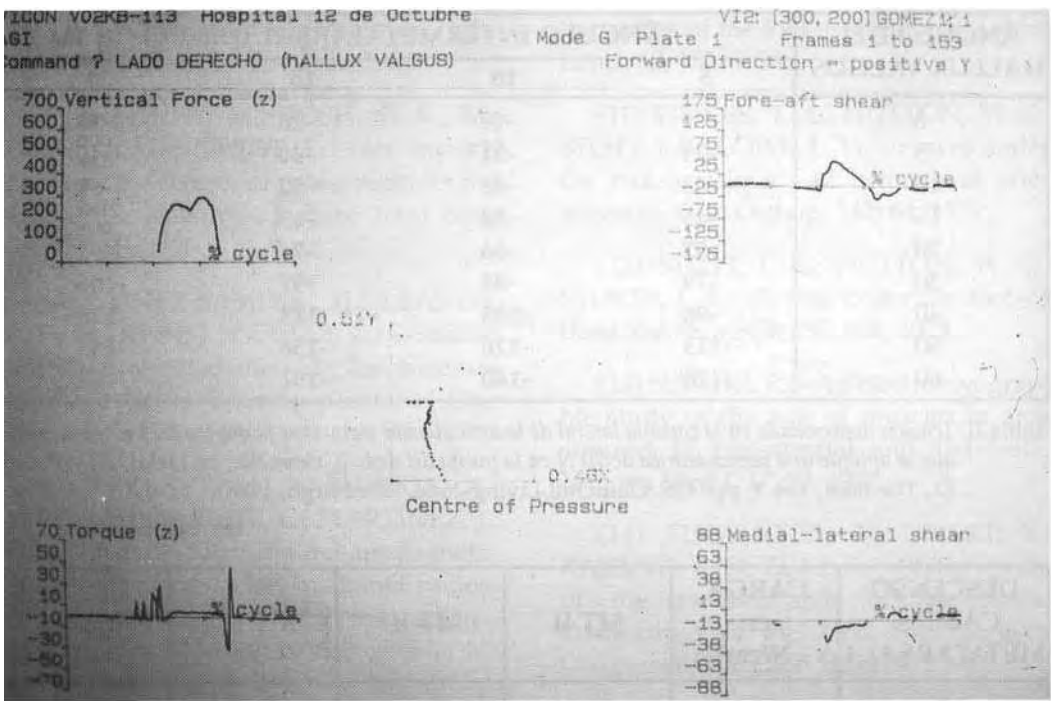


Fig. 3. *Parámetros biomecánicos preoperatorios en un paciente afecto de hallux valgus. Esquema de las fuerzas en los ejes vertical, horizontal y frontal, y de la trayectoria de la línea de progresión de marcha.*

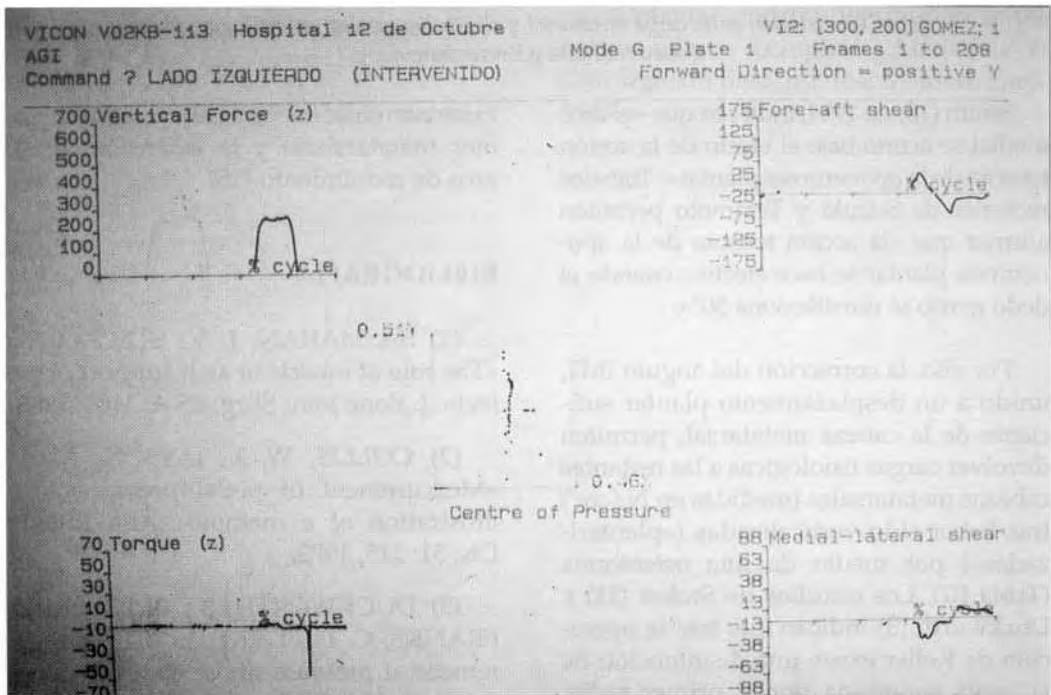


Fig. 4. *El mismo paciente, estudiado tras ser sometido a una osteotomía de la base metatarsal tipo Golden. Obsérvense las modificaciones en la fuerza vertical y línea de progresión de marcha.*

ÁNGULO DEL HALLUX VALGUS	ÁNGULO INTERMETATARSAL (Grados)			
	5	10	15	20
0	-9	-19	-28	-38
5	-21	-31	-40	-49
10	-33	-43	-52	-61
15	-45	-54	-63	-72
20	-57	-66	-75	-84
30	-79	-88	-97	-106
40	-98	-108	-118	-126
50	-115	-126	-136	-145
60	-128	-140	-151	-160

Tabla II. Tensión desarrollada en la cápsula lateral de la articulación metatarso falángica del hallux sobre la que se aplique una fuerza teórica de 70 N en la punta del dedo (Grieve, D., en Helal, B., Wilson, D., The Foot, Vol. 1, pp. 428. Churchill Livingstone. Edinburgh, 1988).

DESCENSO CABEZA METATARSAL I	CARGA en N/cm <sup>2</sup>	MT II	MT III	MT IV	MT V
4 - 10 mm.	16,8	25,6	20,5	10,2	8,2
11 - 15 mm.	19	26,1	19	13	6,7
16 - 25 mm.	28	28	20,5	10,2	13,2
x(63) = 11,3	18,9	26	19,9	11,7	7,9

Tabla III. Relación entre carga metatarsal y alineación vertical del hallux en N/cm<sup>2</sup> (Wanivenhaus y Brettschneider).

Smith (10) en 1954, indicaba que «el arco medial se acorta bajo el efecto de la acción tensora de la aponeurosis plantar». Trabajos recientes de Suzuki y Teramoto permiten afirmar que «la acción tensora de la aponeurosis plantar se hace efectiva cuando el dedo gordo se dorsiflexiona 30°».

Por ello, la corrección del ángulo IMT, unido a un desplazamiento plantar suficiente de la cabeza metatarsal, permiten devolver cargas fisiológicas a las restantes cabezas metatarsales (medidas en N/cm<sup>2</sup>) tras haber sido verticalizadas («plantarizadas») por medio de una osteotomía (Tabla III). Los estudios de Stokes (11) y Duckworth (3) indican que tras la operación de Keller existe una disminución de la carga soportada por el primer radio. Asimismo, desde el punto de vista cinemático podemos observar la relación

existente entre la verticalización del primer metatarsiano y la extensión de su arco de movimiento (15).

## BIBLIOGRAFÍA

- (1) BASMAJIAN, J. V.; STECKO, G.: «The role of muscle in arch support of the feet». J. Bone Joint Surg, 45-A, 1184, 1963.
- (2) COLLIS, W. J.; JAYSON, M. L.: «Measurement of pedal pressures. An illustration of a method». Ann Rheum Dis, 31: 215, 1972.
- (3) DUCKWORTH, T.; BETTS, R. P.; FRANKS, C. I.; BURKE, J.: «The measurement of pressure under the foot». Foot Ankle, 3: 130, 1982.
- (4) GRIEVE, D.: «Comunicación perso-

nal (1981)». En the foot, Volume 1. Eds. Helal, B.; Wilson, D. Londres, 1988.

(5) GRUNDY, M.; TOSH, P. A.; Mc LEISH, R. D.; SMIDT, L.: «An investigation of the centres of pressure under the foot while walking». J. Bone Joint Surg (Br), 57:98,1975.

(6) NÚÑEZ-SAMPER, M.; LLANOS, L. F.; MARTÍN, J.; GÓMEZ, L.: «Análisis funcional y estadístico de los sistemas estáticos de la bóveda plantar». Chir Piede, 8, 3, 151, 1984.

(7) PÉREZ, J. M.; TABUENCA, A.; LÓPEZ, J. E.; ORRITE, C.; MARTÍNEZ, J.; HERRERA, A.: «Estudio del apoyo metatarsal en bipedestación mediante podoscopio electrónico de alta resolución». Biomecánica, IV, 6, 19, 1996.

(8) ROIG, J.: «Patomecánica del apoyo metatarsal». Anales Hospital Sta. Cruz y San Pablo, 445, 1966.

(9) SIMKIN, A.: «Structural analysis of the human foot in standing posture». PhD Thesis. Tel Aviv University. Israel. 1982.

(10) SMITH, J. V.: «Muscular control of

the arches of the foot in standing». J Anat Lond, 88, 152, 1954.

(11) STOKES, T. A.; HUTTON, W. C.; STOTT, J. R.; LOWE, L. W.: «Forces under the hallux valgus foot before and after surgery». Clin Orthop, 142: 64, 1979.

(12) STOTT, J. R.; HUTTON, W. C.; STOKES, I. A.: «Forces under the foot». J Bone Joint Surg (Br) 55: 335, 1973.

(13) SUZUKI, R.: «An electromyographic study of the role of muscles in arch support of the normal and flat-foot». Nagoya Med J, 17, 57, 1972.

(14) TERAMOTO, T.; UMEKI, Y.; KAYANO, J.; SUZUKI, R.: «Static results of the medial arch of the foot». Proceedings of the XVII Foot Surgery Congress of the C.I.P. Bolonia, 1990.

(15) WANIVENHAUS, A.; BRETTSCHEIDER, W.: «The influence of a subcapital first metatarsal osteotomy with plantar displacement on the dynamical plantar pressure distribution in the hallux valgus complex». Médecine et Chirurgie du pied, pp. 164. Masson. Paris. 1993.