R. MORGENSTERN*
J. L. PARREÑO CATALÁN*
P. SCHAFF**

* Profesores Titulares del Departamento de Biomecánica Aplicada. Laboratorio de Biomecánica BASIS Gimbernat. Escuela Universitaria de Fisioterapia Gimbernat. Adscrita a la Universidad Autónoma de Barcelona.

** TÜV Product Service, Baviera (Alemania).

Esta investigación ha sido realizada bajo el patrocinio de Mutua Universal y Fundación Mutua General de Barcelona.

Objetivación de alteraciones funcionales durante la marcha, secundarias a ciatalgia

Demonstration of functional gait abnormalities secondary to sciatica

Resumen

Se estudia la repercusión funcional motora de la patología discal lumbar sobre la marcha. Se analiza, por medio de plantillas con sensores que permiten registrar las presiones bajo el pie de forma dinámica, la marcha de pacientes afectados de patología de la columna vertebral lumbar susceptible de ser intervenida quirúrgicamente, para establecer la posible correlación entre la afectación radicular y las alteraciones de la marcha.

Se realizan estudios electromiográficos en tibial anterior y tríceps sural a fin de relacionar las alteraciones de la marcha con el funcionamiento de los citados músculos.

Se seleccionan para el estudio los registros de presiones de 100 pacientes escogidos entre un grupo de 170 por presentar una clara afectación de la marcha. Los resultados muestran que de los 89 casos que presentaron alteraciones de la marcha en el registro dinámico de presiones, el 77,3% de las alteraciones en la fase de choque de talón se correspondían con una afectación a nivel L4-L5, y el 90,2% de las alteraciones en la fase de propulsión se correspondían con una afectación a nivel L5-S1.

Se comprueba por medio de electromiografía dinámica, análisis del movimiento y registro de presiones, la relación entre la alteración de fase de choque de talón y la afectación de la raíz L5, así como la alteración de fase de propulsión y la afectación de la raíz S1.

El método biomecánico de registro dinámico de presiones es un método válido para el control de las alteraciones de la marcha producidas por patología de la columna vertebral lumbar con afectación radicular, por lo que abre la posibilidad de valorar objetivamente los déficits funcionales, la evolución, y la recuperación de los pacientes intervenidos por hernia discal.

Summary

The functional motor effect of lumbar disk disease on gait was measured. An analysis of gait was made using sensor insoles for dynamic pressure recording of the sole in patients with lumbar spine disease susceptible to surgical treatment. The correlation between spinal root involvement and gait disorders was evaluated.

Electromyographic studies were made of the tibialis anterioris and triceps surae for the purpose of determining the relation between gait disorders and function in these muscles.

Pressure recording were made of 100 patients selected from a group of 170 patients who had evident gait disorders. Of 89 cases with gait abnormalities in the dynamic pressure recording, 77.3% of abnormalities in the heel impact phase corresponded with L4-L5 involvement and 90.2% of abnormalities in the propulsion phase corresponded with L5-S1 involvement.

Dynamic electromyography, movement analysis, and pressure recording confirmed the relation between abnormality of the heel impact phase and L5 root involvement, and between abnormality of the propulsion phase and S1 root involvement.

The biomechanical method of dynamic pressure recording is a valid method for assessing gait abnormalities produced by lumbar spine disease with radicular involvement. This makes it possible to evaluate objectively functional deficits, evolution, and recovery in patients undergoing surgery for discal herniation.

Introducción

Se objetiva de forma medible sobre la marcha humana, la repercusión funcional motora de la patología discal lumbar con afectación radicular.

Correspondencia:

Prof. Dr. R. MORGENSTERN. Laboratorio de Biomecánica Aplicada BASIS Gimbernat. Mutua Universal. Avda. Hospital Militar, 151. 08023 Barcelona (Spain).

En un artículo publicado a principios de 1995 por SCHAFF, BINDER y MORGENSTERN¹², se ponía de manifiesto la necesidad de la medición del reparto de presiones bajo el pie como complemento para objetivar el diagnóstico y la terapéutica.

Para evidenciar las alteraciones de la marcha, en los casos de compresión radicular, se utilizaba la prueba biomecánica de análisis diferencial de presiones en la planta del pie.

Las pruebas biomecánicas utilizadas no pretenden

ser un método diagnóstico, sino que se utilizan para el control de la evolución de las anomalías del movimiento del aparato locomotor y de la patología de la marcha.

Se realiza el estudio de la marcha en pacientes afectados de patología de la columna vertebral lumbar, susceptible de ser intervenida quirúrgicamente, para establecer la posible correlación entre la afectación radicular y las alteraciones de la marcha.

Hoy en día, se pueden encontrar en el mercado variedad de sistemas de alta resolución para la medición de la distribución de presiones bajo el pie. Muchos de ellos se basan en plantillas dotadas de diferentes tipos de sensores (resistivos, capacitivos, etc.)^{10, 11, 14}.

Material y método

Modelo biomecánico

Para relacionar la afectación ciática (nivel L4-L5, o nivel L5-S1) con la alteración de alguna de las fases (choque, apoyo, propulsión), como consecuencia del déficit muscular de los grupos flexores o extensores del tobillo (Fig. 1), se ha procedido a realizar un estudio del análisis del movimiento del pie, sincronizado con electromiografía dinámica.

Planteando un método simplificado, se considerará el pie y la pierna como dos cuerpos sólidos conectados por un sistema mecánico sencillo de bisagra, restringiéndose el movimiento del tobillo sobre el plano sagital, el cual es perpendicular al eje de movimiento de nuestro modelo simplificado. Los músculos que consideraremos para movilizar el pie con respecto a la tibia durante la flexión plantar y la flexión dorsal serán respectivamente, el tríceps sural y el tibial anterior, representados en el gráfico del modelo como Fm1 y Fm2⁹ (Fig. 2).

Se relaciona la actividad del tríceps sural y del tibial anterior (considerando que nunca trabajarán simultáneamente y basándose en el modelo planteado), con diferentes instantes de la fase de apoyo. Estableciéndose la actuación del tibial anterior durante

FIG. 1.—Movimiento del tobillo durante la fase de apoyo de la marcha, controlado por la acción muscular. Modelo de Inman, Ralston y Todd (1981).

FIG. 2.—Modelo simplificado de pie y pierna, de Jachen Denoth (1986).

el choque de talón: para amortiguar la caída del pie evitando una marcha plantigrada y la del tríceps sural durante el despegue o propulsión.

Se comprueba esta relación realizando un registro de la actividad muscular por medio de un sistema de electromiografía dinámica, sincronizada con un sistema de análisis del movimiento. En este registro se han utilizado electrodos de superficie colocados sobre los grupos musculares considerados. Este sistema de electromiografía dinámica permite la realización de varios pasos sin ningún tipo de limitación de movimiento.

Se registra la actividad muscular sobre un individuo joven y sano durante la fase de apoyo del pie derecho. Simultáneamente se ha filmado esta secuencia en cámara de vídeo de alta resolución. Posteriormente se analizará la información registrada por ambos sistemas de forma sincronizada.

Se examinaron los grupos correspondientes al tríceps sural (gastrocnemio medial)¹⁵ y al tibial anterior de la extremidad inferior derecha. El examen se realizó de forma dinámica durante la marcha, registrándose la señal generada por los grupos musculares desde instantes antes de que el pie derecho contactara con el suelo hasta que éste ya ha despegado.

En la gráfica (Fig. 3) de análisis del movimiento se representa de forma combinada: el modelo biomecánico en figura múltiple y el desplazamiento lineal de los puntos marcados (en la tuberosidad externa del calcáneo [1] y en la tercera falange del quinto dedo [2]), en ordenadas y el tiempo en milisegundos en abscisas.

En la gráfica del examen electromiográfico (Fig. 3) se representa el trazado de los grupos musculares tibial anterior (TA) y el tríceps sural (TS), en función del tiempo en milisegundos.

Al superponer ambas gráficas y escalarlas en función del tiempo, se observa que el choque de talón coincide con una gran actividad del tibial anterior [3] y el despegue con una amplia señal de tríceps sural [4].

FIG. 3.—Gráficas del movimiento (desplazamiento lineal) de los puntos marcados en la tuberosidad externa del calcáneo (1) y en la tercera falange del quinto dedo (2) y electromiografía dinámica (TA: tibial anterior (3), TS: tríceps sural (4)) sincronizadas en el tiempo.

Se puede apreciar una ligera actividad del tibial anterior instantes antes de llegar a contactar el talón con el suelo. Ésta provoca la flexión dorsal del pie, evitando que la punta del mismo choque con el suelo durante la fase de balanceo, y prepara el choque de talón.

Del registro diferencial de presiones se ha tomado la gráfica de los picos de fuerza donde se representa en función del tiempo, en abscisas, la fuerza en Newtons, en ordenadas. Relacionando esta fuerza con la electromiografía dinámica, se aprecia que la actividad del tibial anterior se corresponde con el pico de fuerza de la fase de choque de talón [1], y la actividad del tríceps sural con la fase de propulsión C2 (Fig. 4).

En las gráficas de picos de presión, se aprecia que las mayores presiones registradas coinciden con las fases de choque de talón [1] y de propulsión [2] (Fig. 5).

Con los resultados obtenidos, se establece una relación entre:

- la actividad del tibial anterior y la fase de choque de talón;
- la actividad del tríceps sural y la fase de propulsión o despegue.

FIG. 4.—En la gráfica superior se aprecian los picos de fuerza de los momentos de choque de talón (1) y propulsión (2). Corresponden en la gráfica inferior con la actividad del tibial anterior (TA) y tríceps sural (TS), respectivamente.

El sistema de registro diferencial de presiones permite, por medio de sensores de hidrocélula, medir la distribución de presiones dentro del conjunto pie-calzado de forma dinámica, con una precisión del $\pm 2,0\%$ del valor final. Gracias al sistema de hidrocélula, constituida por un microsensor inmerso en un líquido, se puede medir la carga efectiva del pie, la cual está integrada por fuerzas verticalmente activas (peso del paciente) y por el esfuerzo de cizallamiento (modificaciones de la longitud del pie en la distribución dinámica de presiones). El sistema permite que el paciente se pueda mover con toda espontaneidad, no estando conectado en modo alguno al ordenador.

FIG. 5.—Se aprecian los mayores picos de presión en las fases de choque de talón (1) y propulsión (2).

FIG. 6.—Emplazamiento de los sensores.

Para la medición se seleccionan las plantillas apropiadas en función de la talla del calzado del paciente, y se colocan en el interior de los zapatos. Tras la calibración del sistema se procede a la medición estática con el paciente en bipedestación durante unos segundos. Después de una señal sonora comienza la medición dinámica, para la cual el paciente caminará con la máxima normalidad posible un mínimo de seis pasos dobles en el mismo sentido de la marcha.

A partir del primer doble paso (los sucesivos coincidirán con una breve señal sonora), y durante los cinco dobles pasos siguientes, todos los sensores registrarán con una frecuencia de 100 Hz, haciéndolo de forma individual para cada paso.

Una vez se ha realizado la captura de datos, éstos se introducen en el ordenador para visualizar y analizar los resultados.

Criterios de clasificación

Sobre 170 lumbociatalgias, se han seleccionado bajo el criterio de presentar en el examen clínico una clara afectación neurológica de tipo ciático.

Del grupo estudiado, un 7% son mujeres y un 93% varones.

FIG. 7.

Gráfica 1.

La edad media de los varones es de 39 años, siendo la edad mínima de 20 años y la máxima de 60 años.

La edad media de las mujeres es de 38 años, siendo la edad mínima de 30 años y la máxima de 49 años.

Los 100 casos estudiados fueron intervenidos quirúrgicamente por presentar patología discal constatada por otros medios.

Se realizó el registro dinámico de presiones de un grupo de control de 100 personas, de las cuales, ninguna presentaba afectación de la columna vertebral lumbar ni de las extremidades inferiores que pudiese suponer una alteración de la marcha.

Para la clasificación por alteraciones presentes en la marcha relacionadas con la radiculopatía, se han considerado como criterios la ausencia de choque de talón y la ausencia de propulsión en el despegue, con las siguientes premisas:

FIG. 8.—Se representan ambos pies, con los valores medios dinámicos de carga de las superficies individuales de cada sensor, a partir de los valores máximos. Las líneas de distribución de carga indican en qué zona del pie el paciente realiza la carga dinámica durante la progresión del apoyo. Nótese el acortamiento de las trayectorias de presión del pie izquierdo, correspondientes al retraso en el choque de talón.

A) Para calificar una ausencia de choque de talón, se han evidenciado como mínimo tres de las siguientes anomalías en el análisis de la medición dinámica de presiones diferenciales:

1. Acortamiento de las trayectorias de presiones en la zona del retropié, como mínimo en un 20%.
2. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, de los picos de presión en la zona del retropié.
3. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, de la fase de choque de talón.
4. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, del pico de fuerza durante la fase de choque de talón.

B) Para calificar una ausencia de despegue, se han evidenciado como mínimo tres de las siguientes anomalías en el análisis de la medición dinámica de presiones diferenciales:

1. Acortamiento de las trayectorias de presiones en la zona del antepié, como mínimo en un 20%.

FIG. 9.—Se representan ambas huellas, desde un punto de vista medial, con los valores medios calculados a partir de los valores máximos de presión, en una imagen tridimensional. Nótese el déficit de propulsión bajo el 1^{er} dedo del pie derecho.

Tabla I. Lumbociática con alteraciones de la marcha
Tipo de alteración

Nivel intervenido	Disminución o ausencia de choque de talón	Disminución o ausencia de propulsión	Ambas
L3-L4	3	0	0
L4-L5	28	4	1
L4-L5/L5-S1	1	5	4
L5-S1	6	36	6
TOTAL	38	45	11

2. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, de los picos de presión en la zona del antepié.
3. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, de la fase de propulsión durante el despegue.
4. Ausencia o disminución en un 20% como mínimo, del pico de fuerza durante la fase de propulsión en el despegue.

Resultados

Se han seleccionado para el estudio los registros de presiones de 100 pacientes escogidos entre un grupo de 170 por presentar una clara afectación de la marcha. Los resultados muestran que de los 89 casos que presentaron alteraciones de la marcha en el registro dinámico de presiones, el 77,3% de las alteraciones en la fase de choque de talón se correspondían con una afectación a nivel L4-L5 y el 90,2% de las alteraciones en la fase de propulsión se correspondían con una afectación a nivel L5-S1.

Como resumen del capítulo de resultados, se puede destacar que:

- La disminución o ausencia de fase de choque de talón está presente en el 77,3% de los casos que

Gráfica 2.

han sido intervenidos en el nivel L4-L5 y que presentaban alteraciones de la marcha.

- La disminución o ausencia de fase de propulsión está presente en el 90,2% de los casos que han sido intervenidos en el nivel L5-S1 y que presentaban alteraciones de la marcha.

Discusión

Los sistemas de medición de distribución de presiones han ido evolucionando con los avances técnicos. Uno de los primeros intentos de medir la distribución de presiones bajo el pie fue hecho por BEELY (1887)². El sujeto experimental caminaba sobre una fina bolsa llena de yeso, estudiándose posteriormente la huella impresa del pie. El resultado de dicho método refleja no tan sólo las presiones bajo el pie, sino también la forma.

El cinetógrafo descrito por MORTON (1930)⁷ proporcionó un método semi-cuantitativo. Consistía en una estera de caucho con relieves de sección triangular sobre la que se colocaba un tejido impregnado de tinta, y sobre él un papel. Cuando un sujeto caminaba sobre él, una imprimación de los relieves se formaba en el papel, y la anchura de los mismos se deformaba dando una medida de las máximas cargas sostenidas. ELFTMAN (1934)⁴ utilizó un sistema similar con una superficie de goma con pirámides en contacto con una plataforma de cristal y una cámara de filmación.

HOLDEN y MUNCEY (1953)⁵ fueron los primeros en insertar transductores capacitivos de presión en zapatos contruidos especialmente para ello. Se midieron las cargas en el talón.

BAUMAN y BRAND (1963)¹, y SCHWARTZ y HEATH (1949)¹³ sujetaron transductores de presión a la planta del pie desnudo. Aunque la presencia de los transductores de presión podían alterar la marcha del sujeto, BAUMAN y BRAND señalaron la ventaja de su utilización para medir las cargas bajo el pie dentro del calzado.

MIURA y cols. (1974)⁶, se basaron en el sistema de ELFTMAN, añadiendo densitometría de color. MÜLLER-LIMMROTH y cols. (1977)⁸ utilizaron métodos similares, indicando la posible aplicación a nivel ortopédico.

CAVANAGH, HENNIG, BUNCH y MACMILLAN (1982)³ desarrollaron una nueva técnica de medición de la distribución de presiones. Consistía en una plantilla con 499 elementos de unos 5 mm cuadrados, basados en principios piezoeléctricos. Fue la primera vez que se mostró la distribución de presiones entre el pie y el zapato con semejante resolución.

Aparecen alteraciones de la marcha que no se corresponden con el nivel afecto, pudiendo ser esto debido a que los segmentos móviles lumbares poseen diferentes relaciones topográficas entre raíz nerviosa y disco intervertebral. En el trayecto hacia la salida

por el agujero de conjunción, la raíz L4 se relaciona directamente con el cuerpo vertebral L3. La raíz L5 abandona el saco dural a nivel del borde inferior de la 5.ª vértebra lumbar. Ello puede ocasionar que, por ejemplo, un prolapso a nivel L5-S1 comprima las raíces L5 y S1, pudiendo manifestarse cualquiera de las dos alteraciones, o ambas.

Conclusiones

Se definen, por primera vez, dos alteraciones significativas ($p = 0,001$) de la marcha en relación a la afectación de las raíces L5 y S1, comprobadas biomecánicamente de forma dinámica:

A) Disminución o ausencia de choque de talón. Por cada persona intervenida del nivel L4-L5 que no presenta alteración de la fase de choque de talón, se dan aproximadamente cinco que sí presentan esta alteración.

B) Disminución o ausencia de propulsión. Por cada persona intervenida del nivel L5-S1 que no presenta alteración de la propulsión en la fase de despegue, se dan aproximadamente catorce que sí presentan esta alteración.

Se comprueba por medio de electromiografía dinámica, análisis del movimiento y registro de presiones, la relación entre la alteración de fase de choque de talón y la afectación de la raíz L5, así como la alteración de fase de propulsión y la afectación de la raíz S1.

La disminución o ausencia de fase de choque de talón presente en el análisis del registro diferencial de presiones, es significativo de la lesión de la raíz L5 por déficit motor del tibial anterior en el 77,3% de los casos quirúrgicamente intervenidos que presentan alteraciones de la marcha.

La disminución o ausencia de propulsión en la fase de despegue presente en el análisis del registro diferencial de presiones es significativo de la lesión de la raíz S1, por déficit motor del tríceps sural en el 90,2% de los casos quirúrgicamente intervenidos que presentan alteraciones de la marcha.

El método biomecánico de registro dinámico de presiones es un método válido para el control de las alteraciones de la marcha producidas por patología de la columna vertebral lumbar con afectación radicular, por lo que abre la posibilidad de valorar objetivamente los déficits funcionales, la evolución y la recuperación de los pacientes intervenidos por hernia discal.

Bibliografía

1. Bauman JH, Brand PW. Measurement of pressure between foot and shoe. *Lancet* 1963;1:629.

2. Beely F. Zur Mechanik des Stehens. Über die Bedeutung des Fussgewölbes beim Stehen. Langebecks Archiv für klinische Chirurgie. 1882;27:457.
3. Cavanagh PR, Hennig EM, Bunch RP, Macmillan NH. A new device for the measurement of pressure distribution inside the shoe. In: H. Matsui and K. Kobayashi (eds.). Biomechanics VIII-B. University Park Press, Baltimore, 1982:1089-96.
4. Elftman H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. Anatomical Record. 1934;59:481.
5. Holden TS, Muncey RW. Pressures on the human foot during walking. Australian Journal of Applied Science. 1953;4:405.
6. Miura M, Miyashita M, Matsui H, Sodeyama H. Podographic method of analyzing the pressure distribution of the foot against the ground. Biomechanics IV. 482-7. University Park Press, Baltimore, 1974.
7. Morton DJ. The human foot. New York. Columbia University Press, 1935.
8. Müller-Limmroth W, Belerlein HR, Diebschlag W. Die Druckverteilung un.
9. Nigg BM. Biomechanics of running shoes. Edited by Benno M, Nigg Dr. sc nat. University of Calgary. Human Kinetics Publishers, Inc. 1986.
10. Schaff P. An overview of foot pressure measurement systems. Clinic in podiatric medicine and surgery. 1993;vol 10:3.
11. Schaff P. Pressure distribution measurement in medicine: a new technology and its practical relevance. Orthopädie Technik 11/88.
12. Schaff P, Binder E, Morgenstern R. Druckverteilungsmessung in de Medizin. Die notwendige Ergänzung bei der Objektivierung der Therapie, 1995.
13. Schwartz RP, Heath AL. The oscillographic recording and quantitative definition of functional disabilities of human locomotion. Archives of Physical Medicine. 1949;30:568.
14. Vaughah CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of Human Gait. Human Kinetics Publishers, 1992.
15. Young A, Getty J, Jackson A, Kirwan M, Parry CW. Variations in the pattern of muscle innervation by the L5 an S1 nerve roots. Spine 1983;vol. 8;6:616-24.

Biomecánica, medicina y cirugía del pie

M. Núñez-Samper y L.F. Llanos Alcázar

El pie PASO a PASO

Un tomo (21 x 27 cm)
con 646 páginas
y 917 ilustraciones.
Encuadernado en tapa dura.
ISBN: 84-458-0495-2 ©1997

- Una visión completa, actualizada y armónica de una de las **patologías más frecuentes** de la clínica cotidiana en traumatología y patología del aparato locomotor.
- Los temas que han recibido especial atención son:
 - **Biomecánica:** con material de investigación reciente.
 - **Patología congénita y adquirida:** enfoques actuales.
 - **Exploración:** nuevas técnicas.
 - **Técnicas quirúrgicas.**

INDICE DE CAPITULOS (extracto): **PARTE I. Ciencias Básicas.** Sección A. *Evolución y desarrollo del pie* 1. Concepto histórico del pie 2. Filogenia del pie 3. Desarrollo del tobillo y el pie. Sección B. *Anatomía del pie* 4. El pie óseo 5. Miología, vascularización e inervación del pie 6. Anatomía de superficie. Sección C. *Biomecánica* 7. Biomorfología 8. Cinemática y cinética 9. Estructura funcional del pie 10. Marcha humana. Sección D. *Exploración* 11. Exploración clínica 12. Exploración complementaria específica del pie 13. Exploración del movimiento y de la marcha 14. Diagnóstico de imagen 15. Exploraciones complementarias inespecíficas del pie. **PARTE II. Pie infantil y puberal.** Sección A. *Pie en crecimiento* 16. Cronología del pie 17. Radiología del pie infantil 18. Osteocondrosis. Sección B. *Trastornos del desarrollo* 19. Defectos congénitos 20. Coaliciones tarsianas 21. Pie equinovaro 22. Alteraciones del tarso posterior y metatarsianos. Sección C. *Deformidades adquiridas* 23. Pie plano 24. Pie cavo. **PARTE III. Pie adulto.** Sección A. *Deformidades adquiridas del antepié* 25. Síndrome de insuficiencia del primer radio 26. Síndrome de sobrecarga del primer radio 27. Síndrome de sobrecarga anterior y síndrome de insuficiencia de los radio medios 28. Deformidades de los dedos 29. Metatarsalgias de origen no mecánico. Sección B. *Patología adquirida* 30. Tumores del pie 31. Pie vascular y pie diabético 32. Pie reumático 33. Infecciones óseas 34. Lesiones deportivas. El pie en la danza. **PARTE IV. Pie neurológico.** 35. Parálisis flácidas del pie 36. Deformidades en la parálisis cerebral espástica 37. El pie en la espina bífida 38. El pie en las neuropatías periféricas 39. Pie neuropático. **PARTE V. Patología de partes blandas y lesiones de la piel.** 40. Talalgias 41. Síndrome del seno del tarso y síndromes canaliculares 42. Lesiones de la piel y patología ungueal 43. Quemaduras y congelaciones del pie. **PARTE VI. Traumatismos del tobillo y el pie.** 44. Roturas capsuloligamentosas del complejo periastragilino 45. Fracturas-luxaciones del tobillo 46. Fracturas del pión tibial 47. Fracturas de los huesos del tarso 48. Luxaciones periastragilinas 49. Fracturas y luxaciones de los metatarsianos y falanges 50. Lesiones condrales y epifisiólisis 51. Fracturas por sobrecarga 52. Roturas del tendón de Aquiles 53. Cirugía reparadora de las pérdidas de sustancia en el pie 54. Inestabilidades crónicas 55. Algodistrofia simpaticorreleja. **PARTE VII. Técnicas quirúrgicas.** 56. Vías de acceso. Anestesia loco regional en el pie 57. Operaciones sobre partes blandas. Trasposiciones tendinosas 58. Osteosíntesis y osteotomías 59. Osteotomías 60. Artrodesis 61. Prótesis de tobillo y pie 62. Artroscopia 63. Complicaciones en cirugía del antepié 64. Amputaciones y desarticulaciones. **PARTE VIII. Tratamiento ortopédico y rehabilitador.** 65. Tratamientos incruentos 66. Rehabilitación del pie y de la marcha 67. Ortesis y prótesis. El calzado 68. Manifestaciones de las enfermedades sistémicas en el pie. Índice alfabético de materias.

TARJETA DE PEDIDO

☒ Si, deseo remitir a mi nombre esta obra:

NÚÑEZ-SAMPER: BIOMECAÍNICA, MEDICINA Y CIRUGÍA DEL PIE (cód. 0495)

PVP: 17.500 Ptas. con IVA y 16.827 sin IVA

FORMA DE PAGO:

Contra reembolso sin cargo alguno.

Nombre _____

1º Apellido _____

2º Apellido _____

Año nacimiento _____

Teléfono _____

Especialidad _____

Dirección _____

Localidad _____

FIRMA

Puede dirigirse a su librería habitual o remitir esta Tarjeta de Pedido a:

MASSON, S.A.

MASSON

Ronda General Mitre, 149
08022 BARCELONA (España)

Fax: 93-253 05 15

e-mail: grupo.masson@ben.servicom.es

Nota LORTAD: Si usted no desea recibir información comercial de otras empresas, por favor, no acentúe.