

BIOMECÁNICA DE LOS SISTEMAS AMORTIGUADORES DEL PIE

Rodrigo C. Miralles, Iris Miralles

Laboratorio de Biomecánica Clínica.

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus.

En el pie la amortiguación es estática debido al marco óseo y los ligamentos plantares, y dinámica debido a la actividad muscular y la grasa plantar. El marco óseo y los ligamentos proporcionan la resistencia del sistema y, una vez cerrado por la aponeurosis plantar, delimitan una estructura cerrada, con aspecto de pirámide asimétrica, pero no rígida. La propiocepción de los ligamentos estimula la actividad muscular y la adaptación. La almohadilla grasa obtiene su rigidez de los tabiques fibrosos, que persiste a lo largo de los años, aunque se deteriora con los cambios de peso y pérdida de la resistencia global del tejido conjuntivo. La reunión de todos estos sistemas ofrece un excelente sistema amortiguador que disminuye las ondas de choque generadas por el contacto del cuerpo contra el suelo. Las grandes manifestaciones en el pie de la alteración del sistema amortiguador son la aquilodinia, la talalgia y la metatarsalgia. Muy probablemente hay más patología desconocida a nivel de la columna y base del cráneo, que se debería estudiar con la óptica de la resonancia generada con el caminar y saltar.

PALABRAS CLAVE: *Mecánica, biomecánica, pie, sistema musculoesquelético.*

BIOMECHANICS OF THE DAMPING SYSTEMS OF THE FOOT: Foot shock absorber system is static provided by bone structure-plantar ligament, and dynamic by muscle activity and plantar fatty. Bone architecture and ligaments supply system resistance, and joined to plantar aponeurosis form a closed structure, with asymmetric pyramid aspect, but not rigid. Ligaments proprioception stimulates muscle activity and adaptation. Heel fat pad receives rigidity from fibrous thin wall, supported year by year, although it is damaged by weight changes and global resistant loosening of conjunction tissue. All these systems provide an excellent shock absorber system that decrease shock waves caused by body contact against floor. The main clinical symptoms caused by alterations of the absorber system are achilodinia, heel pain and metatarsalgia.

KEY WORDS: *Mechanics, biomechanics, foot, musculoskeletal system.*

Al adquirir la posición bípeda, el hombre perdía la amortiguación de las cuatro extremidades y el efecto catenaria de la columna. A partir de ese momento, la amortiguación se debía concentrar en columna y extremidades inferiores. Cuando se camina o se corre, las ondas de choque que se inician con el contacto del pie en el suelo se propagan a lo largo de todo el cuerpo.

La extremidad inferior está adaptada a la bipedestación y la marcha, pero toda ella es un gran sistema amortiguador. No es el único del que dispone el cuerpo. Los discos intervertebrales amortiguan las vibraciones que llegan a la base del cráneo. En la extremidad superior, los sistemas flexo-extensores amortiguan las cargas que se transportan; las fisas y la elasticidad de los huesos amortiguan las caídas.

Correspondencia:

Dres. R.C. Miralles, I. Miralles

Laboratorio de Biomecánica Clínica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus.

En cada paso se genera una onda de choque que viaja hasta el cráneo a una velocidad media de 220 m/s, siendo mayor en las extremidades inferiores (610 m/s) y menor en la columna (90 m/s), interpretándose como que la absorción del choque es mayor en las extremidades inferiores⁽²⁹⁾. La columna normal absorbe vibraciones superiores a 15 Hz, pero en la espondilitis anquilosante absorbe entre 5 y 13 Hz, sin superar esta frecuencia⁽¹²⁾.

A nivel muscular, el efecto de la vibración persiste después del estímulo y se interfiere con los mecanismos de readaptación⁽⁷⁾. Tenemos un claro ejemplo en la epicondilitis del jugador de tenis con la vibración impuesta a la raqueta por el choque de la pelota.

Todo el cuerpo, además de sus múltiples funciones, puede comportarse como un gran muelle que almacena energía y la libera con los movimientos. El pie es un caso particular. Por su alineación perpendicular al eje corporal y por su contacto continuado con el suelo, dispone de más estructuras amortiguadoras, y alguna de ellas totalmente especializada y diferente al resto del organismo.

Durante la carrera, la aceleración a nivel de la vértebra L3 oscila entre 71,2 g/s y 111,5 g/s (recordemos que la Fuerza (F) es igual a la masa por la aceleración). Estas diferencias dependen de la morfología del arco del pie según sea más alto o más bajo⁽²¹⁾.

Los choques anormales del talón durante el paso son la causa más frecuente de las lesiones crónicas y por sobrecarga en toda la extremidad inferior. Según Nack⁽²⁰⁾, las dos causas más importantes son la disminución de la almohadilla grasa del talón y el mal funcionamiento de la articulación subastragalina.

El pie dispone de cuatro sistemas amortiguadores de diferente elasticidad: a) su propia estructura esquelética, b) la aponeurosis plantar y ligamentos, c) los tensores activos musculares y d) la grasa plantar. Los dos primeros son estáticos y los otros dinámicos.

ESTRUCTURAS ESQUELÉTICAS

La transmisión de presiones de la pierna al pie se realiza de una forma asimétrica. La tibia contacta con el astrágalo en el tercio posterior del pie, y de ahí las presiones van hacia el borde inferior del calcáneo con una alta concentración de presiones y un brazo de palanca muy corto. Hacia adelante se desplaza a las cabezas de los metatarsianos, siendo su brazo de palanca prácticamente el doble. Esto dibuja en el perfil un triángulo isósceles (**Figura 1**). El punto más alto es la bóveda astragalina, y la inclinación del astrágalo condiciona la de los primeros metatarsianos. En el plano transversal, el triángulo de apoyo es de base anterior, formado por las cabezas de los metatarsianos, y su vértice es el apoyo de la tuberosidad interna y externa del calcáneo. Por ello Paparella⁽²²⁾ ha comparado el pie con una hélice con una menor superficie posterior de apoyo y otra más ancha anterior. Al pronar o supinar el tarso posterior, el anterior adopta la posición contraria.

La inclinación con respecto al suelo del primer metatarsiano es de 18°-25°, y va descendiendo hasta el quinto, que es de unos 5°. Esto delimita la bóveda plantar interna.

El segundo y tercer metatarsianos tienen sólidas inserciones entre las cuñas y poca movilidad (al igual que en la mano), y los demás metatarsianos basculan alrededor de ellos, siendo comparado a una barca polinesia⁽⁹⁾ o a una embarcación de tres cascos (trimarán).

La inclinación del primer metatarsiano marca la altura de la bóveda, y esto influye en la amortiguación del pie. Un pie normal con un arco bajo absorbe peor los choques que un pie con arco elevado⁽²¹⁾.

Los arcos transversales se van aplanando a medida que se acercan a la cabeza de los metatarsianos. Existe un arco posterior formado por el astrágalo y calcáneo, otro por el cuboides y escafoides, otro más anterior por el

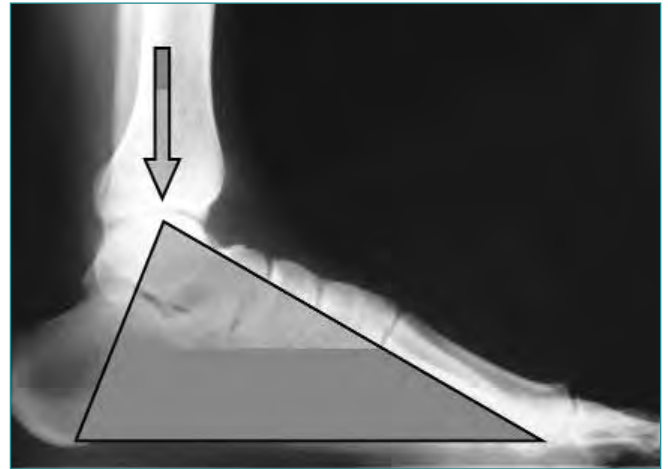


Figura 1. Pirámide de resistencias creadas en el pie por la transmisión del peso corporal.

cuboides y las tres cuñas, y finalmente el más anterior formado por los metatarsianos.

La propia disposición de la estructura esquelética permite, al aumentar o disminuir la altura del arco, amortiguar los choques durante la marcha, pero necesita de sistemas de información y sistemas activos viscoelásticos (recuperación de la deformidad de forma lenta) para mejorar el sistema.

APONEUROSIS PLANTAR Y LIGAMENTOS

Los ligamentos y la aponeurosis de la planta del pie son los grandes informadores de cómo se tensa el sistema.

La aponeurosis plantar superficial es un sistema pasivo de sostén y tracción (depende del sistema extensor aquíleo-calcáneo-plantar) captador de información que se genera por su propia tracción y por la de los músculos. Es la expansión plantar del músculo plantar delgado⁽³⁰⁾.

Mecánicamente nos interesa su porción media. Tiene forma triangular con el vértice insertado en el calcáneo y la base dividida en cinco cintas divergentes, una para cada dedo. Estas cintas, divididas a su vez de dos en dos, se insertan en los metatarsianos y en las vainas de los tendones extensores. Protege las estructuras profundas y une el calcáneo con los metatarsianos, cerrando por debajo el triángulo (esqueleto-aponeurosis) amortiguador del pie.

No está preparada para recibir presiones. De hecho, si se apoya exclusivamente esta zona sobre el travesaño de una escalera, la aponeurosis se destensa y la presión se ejerce sobre los músculos plantares y provoca intensas molestias. Al apoyar el pie plantigrado, la aponeurosis se tensa.

La disminución de la resistencia de la aponeurosis plantar provoca una disminución de la altura del arco⁽¹⁾. Su sección disminuye la altura en un 17% y el pie se alarga un 15%.

El ligamento calcáneo-escafoideo inferior ocupa el intervalo que separa el escafoides de la apófisis menor del calcáneo⁽³⁰⁾. Su cara articular está recubierta por fibrocartilago que da apoyo a la cabeza del astrágalo. Por su situación y estructura, es un buen amortiguador del astrágalo y un tensor de la bóveda plantar⁽¹³⁾. La reproducción en laboratorio del pie plano requiere su sección y de la fascia plantar⁽⁶⁾.

El ligamento calcáneo-cuboideo inferior o plantar, llamado el "gran ligamento de la planta del pie", empieza delante de las dos tuberosidades del calcáneo, se dirige hacia adelante y se divide en dos hojas superpuestas, superficial y profunda. La hoja superficial es una larga cinta de fascículos paralelos que se fija al cuboides y emite prolongaciones hacia los cuatro últimos metatarsianos. Tapa la corredera por la que transcurre el peroneo lateral largo. La hoja profunda es más ancha y se fija en toda la cara inferior del cuboides.

TENSORES ACTIVOS MUSCULARES

Todos los músculos extrínsecos del pie sufren una reflexión próxima a los 90° a nivel de los maleolos antes de dirigirse hacia adelante. Desde el punto de vista amortiguador hay dos tipos, los cortos (tibial posterior y peroneo corto) y los largos (peroneo largo, flexor del primer dedo y flexores de los dedos). Sus brazos de palanca son también diferentes. Son principalmente los largos, que tienen el mejor brazo de palanca, los que ofrecen el mejor efecto amortiguador (Figura 2).

Los tendones internos pasan bajo el *Sustentaculum tali*, y cuando se activan son los responsables de la varización del calcáneo, con lo que la bóveda aumenta de altura.

A semejanza de tensores recorren la planta del pie para ayudar a sujetar y formar el arco. Durante la marcha, carrera y salto, son artifices de las modificaciones de la bóveda y proporcionan amortiguación activa al pie.

Rao⁽²⁵⁾ analizó 2.300 niños indios de 3 a 14 años de edad, y observó que el 8,6% de los que utilizaban habitualmente calzado presentaban un pie plano, frente al 2,8% de los que caminaban descalzos ($p < 0,001$). El calzado disminuye la amortiguación del pie.

Por otro lado, sabemos que los adolescentes que practican deportes de salto desarrollan un pie con mayor arco o incluso pie cavo. La información llega a los músculos desde los ligamentos plantares en el momento de la amortiguación provocada durante los movimientos del pie.

Si el pie estuviera en posición digitigrada y los músculos extrínsecos descendieran verticalmente, no tendrían apenas efecto amortiguador. Los animales como el caballo y demás corredores amortiguan con las extremidades en algo de flexión.

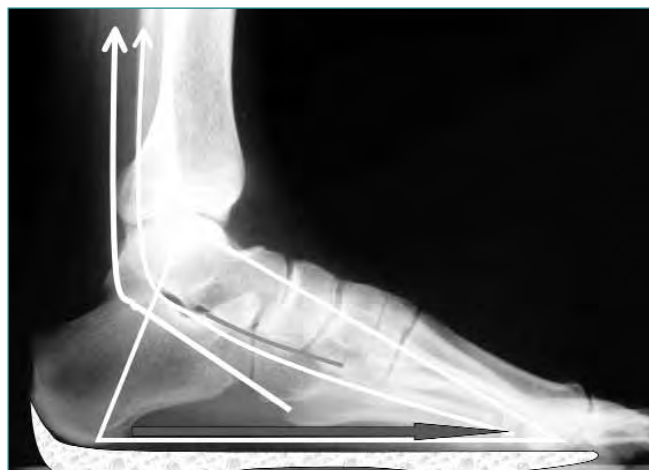


Figura 2. Elementos amortiguadores del pie: marco óseo y ligamentoso, tensión de los tendones extrínsecos y grasa plantar.

GRASA PLANTAR

Se trata del sistema más sofisticado de la extremidad inferior dedicado a la amortiguación. Lo tienen los animales corredores no ungulados, estando en ellos muy desarrollado.

Toda la planta del pie es un gran sistema amortiguador por la especial distribución de su grasa. Desde el periostio del calcáneo y la aponeurosis plantar salen unos tabiques fibrosos hasta la capa profunda de la dermis que retienen pequeños paquetes adiposos que se encuentran cerrados dentro de estas cavidades⁽¹⁹⁾. La distribución de esta grasa es perpendicular a la piel (Figura 3).

Bajo la piel de estas zonas de máxima presión, la grasa adopta una distribución bastante especializada. La encontramos dispuesta en forma de pequeños globos superpuestos encerrados en tabiques fibrosos verticales. Estas celdillas de disposición troncocónica con fuertes uniones superiores e inferiores se convierten en un excelente sistema amortiguador a la compresión, cizallamiento y torsión.

Esta especial distribución recuerda los muelles de un colchón dentro de su funda o un sistema de pistón. Lo importante es que la grasa está "precintada" por estructuras fibrosas que la contienen y retienen. Este hecho no se da en ninguna otra parte del cuerpo salvo, en menor proporción, en la grasa palmar de la eminencia tenar e hipotenar.

La distribución de la almohadilla grasa del talón es diferente en el recién nacido que en el adulto. En el niño que no ha caminado está más concentrada bajo el talón y éste es más redondeado. Al caminar, la grasa asciende y envuelve el calcáneo por los lados⁽¹⁰⁾.

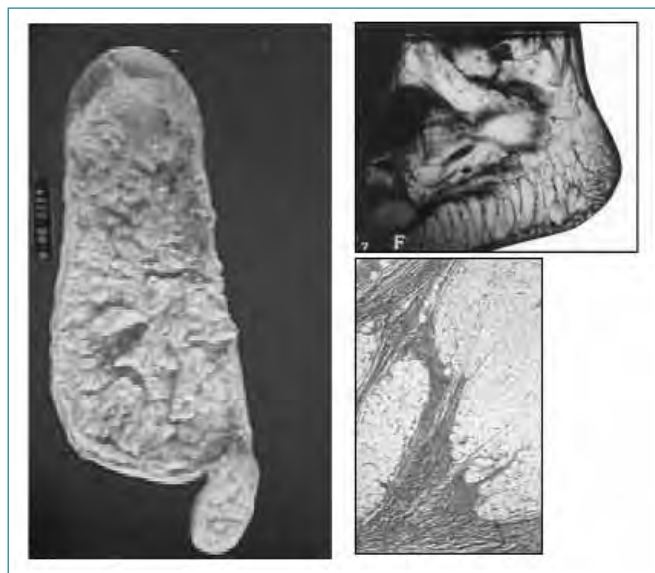


Figura 3. Grasa plantar. En RM se aprecia la tabicación de la grasa. La histología muestra las celdillas grasas precintadas por los tabiques fibrosos.

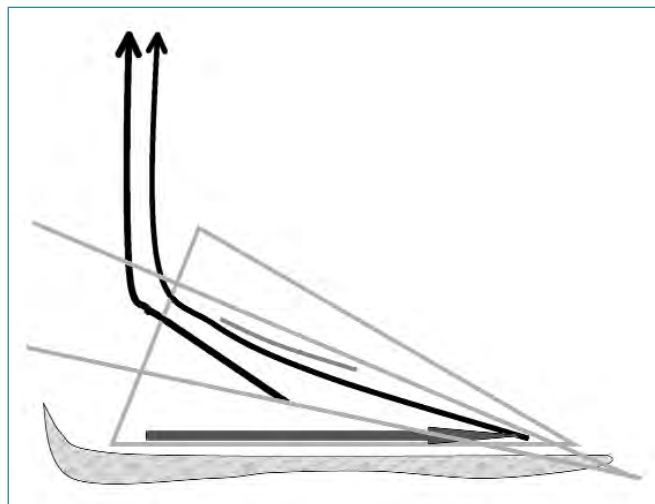


Figura 4. Representación esquemática (en un plano) de los sistemas amortiguadores. Se pueden delimitar tres zonas: en profundidad el marco óseo y los ligamentos, en la zona media los tensores tendinosos, y en superficie la colchoneta grasa.

Una abundante red venosa longitudinal y transversal se encuentra en el espacio subcutáneo que, aunque tiene poca función mecánica, ayuda a la amortiguación. Fundamentalmente, las presiones actúan como una bomba impelente para impulsar la sangre de retorno.

En toda la piel plantar existe también gran inervación sensible a las presiones (corpúsculos de Paccini) y terminaciones libres que intervienen en la propioceptividad de

la marcha y el equilibrio, actuando como un órgano cibernético de elaboración y utilización de información⁽²³⁾.

En las profesiones que implican estar en pie quieto, la presión continua sobre los mismos puntos sensitivos produce una desinformación y una clara fatiga del individuo. Eso ocurre en los empleados de las cajas de los almacenes o supermercados⁽¹⁶⁾.

La planta del pie tiene una piel gruesa a modo de escudo, en las zonas de máxima presión, en el talón y bajo la cabeza de los metatarsianos. La presencia de engrosamientos locales de la piel (callosidad) significa un mecanismo de protección ante la hiperpresión interna (desalineación esquelética) o externa (tipo de suelo o calzado, tipo de actividad).

En muchos individuos que caminan descalzos, esta hiperqueratosis se concentra bajo el sesamoideo medial⁽¹⁸⁾, requiriendo ocasionalmente la cirugía para reducir la porción plantar del sesamoideo y, con ello, disminuir su grosor.

Esta piel, sin vello, tiene en el niño un umbral de sensibilidad semejante a la mano, pero va aumentando con el tiempo y con la utilización. Robbins⁽²⁷⁾ demuestra que, comparándola con las zonas pilosas del cuerpo, la piel de la planta tiene en el adulto un umbral de estimulación 600% más elevado.

Este mismo autor⁽²⁶⁾, utilizando un penetrómetro esférico de 10 mm, y aplicando 9 kg de presión, observó que sólo el 6% de los deportistas estudiados notaban molestias en el talón, pero el 32% lo notaban en la planta del hallux y el 66% en planta de la articulación metatarsofalángica. Es decir, no todos los puntos de la planta del pie tienen el mismo umbral de estimulación.

El grosor de la grasa bajo las cabezas de los metatarsianos, en descarga⁽³²⁾, disminuye progresivamente del primero al quinto (1,50 cm a 1,04 cm). El índice de compresibilidad y el módulo elástico es más elevado bajo la cabeza del primer metatarsiano (55,9% y 1,39 kg/cm²) y es menor bajo la cabeza del quinto (50,8% y 1,23 kg/cm²). La suela bajo el quinto metatarsiano tiene la relación de disipación de energía mayor (33,7%), y amortigua menos. El grosor de la grasa en descarga, el índice de compresibilidad y el módulo elástico disminuyen significativamente ($p < 0,05$) con la edad y con el peso, y la relación de disipación de energía aumenta.

La función de este sofisticado sistema es de absorber el choque del talón y permitir su rodamiento sobre el suelo. En la parte anterior del pie, la grasa se vuelve a acumular bajo la cabeza de los metatarsianos para permitir el rodamiento del 2º al 5º metatarsianos. Sólo el primero rueda directamente sobre los sesamoideos que están fijos por el flexor del hallux. Durante la carrera, los picos de fuerza sobre la planta del pie pueden alcanzar entre 9 y 13,3 veces el peso del cuerpo⁽⁴⁾.

Esta grasa actuaría como el neumático de un vehículo, rodando y amortiguando. Dada esta gran especialización, es muy difícil de sustituir la piel y grasa de la planta del pie, ya que, aunque en todo el cuerpo existe abundante grasa subcutánea, ésta no dispone del sistema de compartimentos que la haga tan resistente al choque y a las presiones.

El grosor de la almohadilla grasa modifica los picos de presión durante la marcha lo mismo que la integridad de los septos fibrosos⁽¹⁴⁾. En talones con atrofia grasa, los picos son más altos y estrechos, y cuando la grasa es normal son más bajos y anchos.

La densidad y cohesión de las celdillas bajo la cabeza de los metatarsianos es menos abundante y más laxa, por ello se deteriora con mayor frecuencia.

Las zonas de la planta del pie que soportan menos presiones tienen una anatomía de la grasa subcutánea semejante a la del resto del cuerpo.

La grasa plantar subcalcánea está sujeta a compresión cíclica durante la marcha y tiene un comportamiento resiliente, es decir, devuelve un 70% de la energía utilizada para deformarla. Se modifica poco por los cambios de frecuencia, pero una disminución de la temperatura de 37° a 10° produce un importante aumento en la energía disipada al hacerse más rígida⁽³⁾.

En análisis matemáticos de la deformación del pie, no teniendo en cuenta el efecto de la grasa plantar, se observa que en el momento del choque de talón existe un pico de presiones de 8.000 N a los 16 ms del contacto⁽²⁸⁾.

La infiltración con corticoides en las metatarsalgias ocasiona alivio, pero puede provocar una atrofia de la grasa plantar en caso de inyecciones múltiples, llegando a la desaparición de la grasa bajo la cabeza de los metatarsianos⁽⁸⁾. En casos de neuroma de Morton, está descrita la atrofia grasa⁽²⁾, visible en RM, con la típica despigmentación de la piel y telangiectasias.

En la llamada displasia de la almohadilla grasa subcalcánea⁽²⁴⁾, se ha encontrado una pérdida de los tabiques fibrosos que separan las celdillas grasas y una distribución anormal. Se ha producido callosidad y talalgia de difícil tratamiento y las ortesis han sido poco útiles.

En cambio, en el estudio de Waldecker⁽³¹⁾ no se concluye que el grosor de la grasa subcapital sea relevante en las metatarsalgias.

El grosor de la grasa bajo el segundo y tercer metatarsiano se midió por ecografía. Tampoco se encontró asociación entre el aumento del ángulo entre el primer y segundo metatarsiano y disminución del grosor de la grasa. El estudio no se realizó en carga, y por lo tanto no se pudo comprobar el desplazamiento de la grasa por laxitud de los tabiques.

Fuller⁽¹¹⁾, en un estudio sobre el ensanchamiento del pie por desplazamiento de la grasa plantar en carga y en descarga, observa evidente ensanchamiento con mucha variación entre individuos y edades. En este estudio se remarcaba la importancia del tamaño de las ortesis de descarga, y que no se debían medir con el pie sin apoyo. Aunque el autor no lo hace notar, lo interesante es que existe desplazamiento de la grasa que depende del peso corporal y de la calidad del tejido conjuntivo que van asociados al aumento de edad.

En piezas de amputación de pacientes diabéticos se ha estudiado por RM el grosor y características de la grasa del talón comparándolo con otras amputaciones no diabéticas y con individuos vivos y sanos⁽¹⁵⁾. Se observan cambios en la estructura de la grasa a medida que la diabetes progresa.

Levy⁽¹⁷⁾ muestra mediante RM que después de fracturas de calcáneo la grasa del talón no sufre modificaciones sustanciales en su estructura, apuntando que la talalgia residual, al menos, no es debida a este motivo.

Como tratamiento de la atrofia grasa se ha propuesto el autotransplante de grasa con buenos resultados⁽⁵⁾.

BIBLIOGRAFÍA

1. Arangio GA, Chen C, Kim W. Effect of cutting the plantar fascia on mechanical properties of the foot. *Clin Orthop* 1997; 339: 227-231.
2. Basadonna PT, Rucco V, Gasparini D, Onorato A. Plantar fat pad atrophy after corticosteroid injection for an interdigital neuroma: a case report. *Am J Phys Med Rehabil* 1999; 78: 283-285.
3. Bennett MB, Ker RF. The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *J Anat* 1990; 171: 131-138.
4. Burdett RG. Forces predicted at the ankle during running. *Med Sci Sports Exerc* 1982; 14: 308-316.
5. Chairman EL. Restoration of the plantar fat pad with autolipotransplantation. *J Foot Ankle Surg* 1994; 33: 373-379.
6. Chu IT, Myerson MS, Nyska M, Parks BG. Experimental flat-foot model: the contribution of dynamic loading. *Foot Angle Int* 2001; 22: 220-225.
7. Cortine G, Pozzo T, Schieppati M. Rémanence de l'effet vibratoire durant la marche humaine. *J Soc Biol* 2001; 195: 443-446.
8. D'Ambrosia RD. Conservative management of metatarsal and heel pain in the adult foot. *Orthopedics* 1987; 10: 137-142.
9. De Doncker E, Kowalski C. Le pied normal et pathologique. *Acta Orthop Belg* 1970; 36: 386-551.
10. Fritsch H. Sectional anatomy of connective tissue structures in the hindfoot of the newborn child and the adult. *Anat Rec* 1996; 246: 147-154.

11. Fuller E, Hogge JD. Measurement of the expansion of the calcaneal fat pad upon weightbearing. *J Am Podiatr Med Assoc* 1998; 88: 12-16.
12. Helliwell PS, Smeathers JE, Wright V. Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1989; 203: 187-190.
13. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle* 1993; 14: 353-357.
14. Jahss MH, Kummer F, Michelson JD. Investigations into the fat pad of the sole of the foot: heel pressure studies. *Foot Ankle* 1992; 13: 227-232.
15. Kao PF, Davis BL, Hardy PA. Characterization of the calcaneal fat pad in diabetic and non-diabetic patients using magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 1999; 17: 851-857.
16. Kirby RL, Price NA, MacLeod DA. The influence of foot position on standing balance. *J Biomech* 1987; 20: 423-427.
17. Levy AS, Berkowitz R, Franklin P, Corbett M, Whitelaw GP. Magnetic resonance imaging evaluation of calcaneal fat pads in patients with os calcis fractures. *Foot Ankle* 1992; 13: 57-62.
18. Mann RA, Wapner KL. Tibial sesamoid shaving for treatment of intractable plantar keratosis. *Foot Ankle* 1992; 13: 196-198.
19. Miralles RC. *Biomecánica clínica*. Barcelona: Masson 1998.
20. Nack JD, Phillips RD. Shock absorption. *Clin Podiatr Med Surg* 1990; 7: 391-397.
21. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot Ankle Int* 1999; 20: 263-266.
22. Paparella R. *Il piede dell'uomo*. Roma. Verducci 1977.
23. Pisani G. *Tratato di chirurgia del piede*. Torino. Minerva Medica 1993.
24. Porat S, Wexler MR. Congenital dysplasia of the heel fat pad: a case report of a previously undescribed entity. *Foot Ankle* 1991; 12: 125-129.
25. Rao UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of the flat foot. A survey of 2 300 children. *J Bone Joint Surg* 1993; 75 B: 163.
26. Robbins SE, Gown GJ, Hanna AM. Running-related injury prevention through innate impact-modulating behavior. *Med Sci Sport Exere* 1989; 21: 130-139.
27. Robbins SE, Gown GJ, McClaran J, Waked E. Protective sensation of the plantar aspect of the foot. *Foot Ankle* 1993; 14: 347-352.
28. Salathé EP Jr, Arangio GA, Salathé EP. The foot as a shock absorber. *J Biomech* 1990; 23: 655-659.
29. Smeathers JE. Transient vibrations caused by heel strike. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1989; 203: 181-186.
30. Testut L, Latarjet A. *Anatomía humana, tomo primero*. Barcelona. Salvat Editores, S.A. 1960.
31. Waldecker U. Plantar fat pad atrophy: a cause of metatarsalgia? *J Foot Ankle Surg* 2001; 40: 21-27.
32. Wang CL, Hsu TC, Shau YW, Shieh JY, Hsu KH. Ultrasonographic measurement of the mechanical properties of the sole under the metatarsal heads. *J Orthop Res* 1999; 17: 709-713.