

# Podoscopia electrónica

M Libotte

**Resumen.** – La podoscopia electrónica mide los parámetros de apoyo del pie durante la marcha. Tras una breve reseña histórica, se presentan los diferentes equipos, las variables principales y las indicaciones, dedicando un apartado especial al pie diabético. La crítica se centra en la utilización de datos y las competencias del examinador. La conclusión subraya el aporte decisivo del examen en el análisis de la marcha normal y patológica.

© 2001, Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, París. Todos los derechos reservados.

## Introducción

El examen del apoyo de los pies del paciente en bipedestación es relativamente simple. Se basa en el análisis de las huellas plantares. Obtenidas de diversas maneras (hojas de papel entintadas, podoscopio, etc.), estas huellas ponen de relieve la repartición cualitativa de las fuerzas en el apoyo plantar. Este enfoque estático permite clasificar los pies en diferentes categorías y condiciona los diagnósticos y tratamientos. En posición erguida, no obstante, la carga se limita al peso corporal y se reparte entre los dos pies. La relación fuerza / superficie de apoyo (presión) es relativamente constante y favorable (presión débil). La realidad de la marcha es completamente diferente. La fuerza y la superficie varían sin cesar. Durante el momento principal de la fase de apoyo, el sujeto reposa sobre un solo pie e incluso, cuando levanta el

talón, sobre la parte delantera de un solo pie. La carga supera ampliamente el peso corporal y genera presiones plantares mucho más elevadas, que pueden llegar a ser peligrosas. La podoscopia electrónica permite cuantificar estas presiones y seguir su evolución durante la marcha. Los progresos de la electrónica y de la informática han hecho posible este análisis en la clínica cotidiana.

## Reseña histórica

Los primeros análisis dinámicos del contacto entre el pie y el suelo se remontan a finales del siglo pasado. En 1872, Carlet utilizaba un plano de marcha circular con un instrumento de medida neumático en el centro, sujeto a los zapatos del paciente por medio de tubos de caucho. El zapato de Carlet contaba con dos cámaras neumáticas bajo la suela. Marey modificó el aparato de Carlet, lo volvió transportable y utilizó únicamente una cámara bajo el zapato. Elftman empleó una lámina de caucho provista de promontorios piramidales en la cara inferior, que reposa sobre una placa de vidrio. Una cámara

situada bajo la placa registra las modificaciones del caucho en el momento en que el pie se apoya. Schwartz y Heath modificaron la suela de Carlet y Marey añadiendo cámaras bajo el talón, la quinta cabeza metatarsiana y el dedo gordo. En 1947, utilizaron por primera vez pequeños transductores de presión adheridos a la planta del pie.

## Sistemas de análisis de las presiones plantares

### PLATAFORMAS DE FUERZA

Utilizadas sobre todo por Grundy et al, Burny et al, Olivari et al. Dotadas de extensómetros o de cuarzos piezoeléctricos fijados a una placa rígida sobre la cual marcha el paciente, miden los tres componentes de la fuerza y los momentos. Estas plataformas han permitido a Cavanagh y Lafortune analizar la carrera. Los platos de fuerza no miden las presiones regionales.

### PEDOBARÓGRAFO

El análisis de las presiones gracias a la reflexión de la luz se debe a Chodera y

Marc Libotte : Professeur agrégé de l'enseignement supérieur, adjoint au département d'orthopédie-traumatologie, centre hospitalier Etterbeek-Ixelles, rue J Paquot 63, 1050 Bruxelles, Belgique.

Lord. Estos principios han sido perfeccionados por Betts et al. El material consta de una lámina de plástico, una placa de vidrio transparente iluminada en los bordes, una cámara de vídeo y un micro ordenador. La lámina de plástico presenta protuberancias que se aplastan contra el vidrio al ejercerse una presión. La refracción de la luz entre las paredes del vidrio se interrumpe en el punto de contacto con el plástico. La luz difusa que parte de este punto y su intensidad dependen de la superficie del contacto puntual plástico/vidrio. Existe una relación directa entre la presión y la intensidad de la luz medida por la cámara.

#### CAPTORES Y MATRICES DE CAPTORES DE PRESIÓN

Se han desarrollado diversos dispositivos para medir las variaciones de fuerza en sectores determinados de la zona del apoyo. Arcan y Brull y más tarde Cavanagh recurren al fenómeno de fotoelasticidad. En la actualidad, la mayoría de los sistemas utilizan captosres de presión. Si son lo suficientemente planos, los captosres pueden fijarse al zapato. Baumann et al miden las presiones bajo el talón y el antepié de los leprosos con microcondensadores de 1 mm de espesor. Un preamplificador transforma las variaciones de capacidad en variaciones de voltaje. Soames et al utilizan un captor de berilio y cobre de 0,9 mm de espesor y 13 mm<sup>2</sup> de superficie. Estas reducidas dimensiones permiten colocar hasta 15 por pie. Los captosres pueden de este modo ser incluidos en mayor número en las matrices. Hutton y Drabble concibieron una matriz de captosres que cubre una superficie de 25 x 15 cm. La señal obtenida es amplificada y enviada a un ordenador. Dentro de la misma categoría figuran las tramas variables de capacidad, realizadas por Hennig y Nicol. Estas tramas constan de una capa superior de placas conductoras dispuestas en filas y una capa inferior de estas mismas placas dispuestas en columnas. Las dos capas están separadas por una membrana de caucho elástico. Cada intersección forma así un condensador. Una presión ejercida sobre uno de los captosres aumenta su capacidad y disminuye su resistencia a una corriente alterna. Los captosres están conectados a diodos luminosos de tal manera que la intensidad de la luz emitida por éstos sea proporcional a la fuerza aplicada. Un cuadro de calibración permite medir las fuerzas. Tras diez años de investigación, las tramas de Hennig y los captosres han sido mejorados para dar origen al sistema EMED.

El captor es pues el principal determinante de la calidad de los diferentes sistemas. Existen tres tipos:

— Los *captosres de cuarzo piezoeléctrico* son los mejores. Sus ventajas son una deformabilidad reducida, una excelente linealidad, una histéresis muy débil, una respuesta muy rápida, una amplia zona de sensibilidad. Sus inconvenientes son la ausencia de adaptación a la superficie de medida (superficies no planas), el volumen, el coste elevado del captor y del acompañamiento electrónico necesario. Estos captosres equipan sobre todo los platos de fuerza;

— Los *captosres de variación de resistencia*. En este tipo de captor, la variación de resistencia eléctrica consecutiva a la modificación de longitud de un hilo metálico en el momento de la carga sirve para medir la fuerza o la presión. Por lo general, el captor debe estar fijado sobre un soporte deformable. La calidad de la medida depende así también de las propiedades físicas del soporte. Sus ventajas son la precisión relativamente alta, la electrónica simple, las numerosas variedades de captosres, el precio reducido. Sus inconvenientes son la necesidad de un soporte deformable y de una temperatura constante. Otro captor de variación de resistencia se inspira en el principio del micrófono de carbón. Consta de una superposición de tres capas: una matriz de bandas conductoras de plata, una capa semiconductor hecha de una mezcla de polvo de carbón y una matriz suplementaria de bandas conductoras. En carga, la distancia entre las dos matrices disminuye y modifica la resistencia. El poco espesor, una alta resolución y la obtención de diversas formas de matrices por serigrafía son las principales ventajas. Los inconvenientes son, por el contrario, numerosos: linealidad aleatoria, sensibilidad a las diferencias de temperatura, histéresis importante, falta de elasticidad, vulnerabilidad al efecto cizalla;

— Los *captosres de variación de capacidad* constan también de tres niveles superpuestos, pero el intermedio está hecho de un elastómero de buena calidad que se comporta como un dieléctrico entre las bandas conductoras. Los puntos de intersección de las bandas forman otros tantos condensadores. En el momento de la carga el elastómero se aplasta, las bandas conductoras se aproximan y la capacidad aumenta. Las modificaciones de corriente permiten medir la carga. La calidad del captor depende en gran medida de la calidad del elastómero. Las ventajas son una buena definición de la fuerza, una histéresis moderada, una sensibilidad débil a la temperatura. Es posible la obtención de matrices de poco espesor en configuraciones múltiples mediante serigrafía. El principal inconveniente es el acompañamiento electrónico costoso.

#### POSIBILIDADES ACTUALES

Varios aparatos permiten el análisis dinámico de las presiones plantares: el pedobarógrafo, las plataformas, las plantillas introducidas en el zapato. Con excepción del pedobarógrafo, el captor es el elemento determinante de todos los sistemas. El utilizador potencial tiene a menudo dificultades para decidirse. Los principales criterios son la precisión y la reproducibilidad de medidas. El precio es sin duda importante, pero hay que saber que la calidad del captor, el entorno electrónico, las posibilidades de evolución del sistema y de los programas, así como la investigación y el desarrollo del material son imprescindibles.

Una buena información cualitativa obtenida por los métodos tradicionales es mejor que las medidas cuantitativas imprecisas y poco fiables.

#### Realización práctica del examen

Si se trata de una plataforma, ésta debe colocarse en un pasillo de marcha de una longitud suficiente (5 metros aproximadamente), de manera que el paciente avance sobre la plataforma algunos pasos después de haberse puesto en marcha y algunos pasos antes de detenerse.

Hay dos opciones:

— la plataforma no es visible: el sujeto marcha y, sin saberlo, posa el pie sobre ella;

— la plataforma es visible: el sujeto consigue, tras varios intentos, posar el pie sobre la plataforma sin alterar su marcha natural.

Varios intentos correctos son registrados para cada pie. Lo ideal es registrar la velocidad de la marcha o, al menos, excluir los intentos que se alejan demasiado de la velocidad usual del paciente, puesto que este parámetro modifica los resultados.

Si se trata de plantillas, éstas deben corresponder al número del paciente y ser correctamente introducidas en los zapatos. Se recomienda utilizar siempre los mismos zapatos para un paciente dado puesto que pueden influenciar el resultado. Los intentos registrados son analizados a continuación, habitualmente gracias a los programas suministrados por el fabricante del sistema. Estos programas deben permitir una lectura directa de las medidas (por ejemplo: presión en pascal o newton/cm<sup>2</sup> y no en porcentaje de la presión máxima). El cálculo de los principales parámetros en los sectores definidos del apoyo plantar (talón, antepié, etc.) debe ser posible, así como su aná-

lisis estadístico sobre varios intentos obtenidos por el mismo paciente o por pacientes diferentes (obtención de normas, estudio de una patología dada).

En el caso de una plataforma, tres intentos proporcionan medios razonablemente fiables para las principales variables (Hughes et al). Las plantillas proporcionan de entrada un número suficiente de pasos. Cada utilizador debería elaborar normas propias al aparato que utiliza.

## Principales parámetros de apoyo

### CUATRO VARIABLES PRINCIPALES

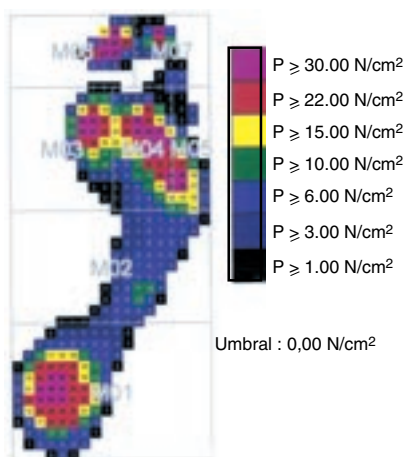
La fuerza, la presión, la superficie y la duración del apoyo proporcionan la información esencial y permiten calcular variables complementarias. Los valores presentados a continuación provienen de un grupo de 81 pies normales analizados por el autor con la ayuda de un sistema EMED-SF. Estas variables han sido calculadas para siete zonas de interés sobre el apoyo plantar (fig. 1).

La fuerza máxima alcanza 774 newtons (N) y depende directamente del peso del paciente. La curva de evolución de la fuerza tiene dos picos (fig. 2).

La superficie total de apoyo del pie es de 138 cm<sup>2</sup> por término medio. La superficie es máxima al 37 % de la fase de apoyo (pie plano en el suelo).

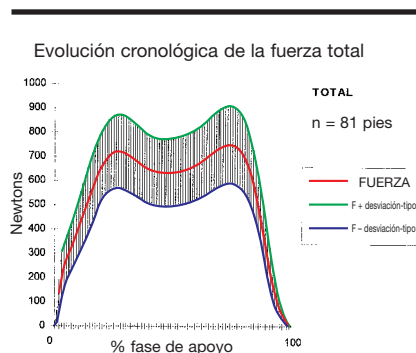
La presión máxima es de 58 N/cm<sup>2</sup>. La evolución de la presión define una curva con dos picos (fig. 3).

La fase de apoyo dura 778 milisegundos (ms) por término medio.

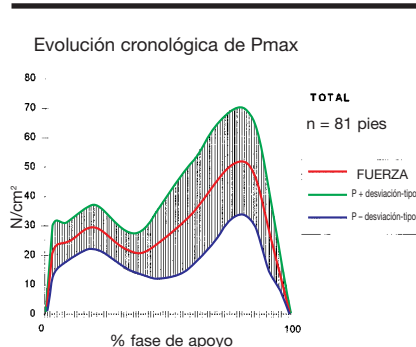


1 Presiones máximas de un pie derecho y zonas de interés.

MO1: talón; MO2: mediopie; MO3: primera cabeza metatarsiana; MO4: segunda, tercera y cuarta cabezas metatarsianas; MO5: quinta cabeza metatarsiana; MO6: dedo gordo; MO7: dedos externos; N/cm<sup>2</sup>: newton/cm<sup>2</sup>.



2 Evolución de la fuerza máxima.  
N: newton.



3 Evolución de la presión.  
N: newton.

### VARIABLES COMPLEMENTARIAS

Las variables principales permiten calcular otras. Por ejemplo, la integral fuerza-tiempo (en newton/segundo [Ns]). Esta variable corresponde a la superficie inscrita bajo la curva de evolución de la fuerza. Permite apreciar la cantidad total de carga impuesta a las diferentes zonas definidas previamente. Otros parámetros son: la duración del apoyo en porcentaje de la duración total de apoyo; principio y fin del apoyo; el instante donde la fuerza es máxima.

### DATOS POR ZONAS

Las principales variables para las diferentes zonas de interés figuran en el cuadro I. El talón soporta aproximadamente el 28 % de la carga total impuesta al pie (integral fuerza-tiempo de 120 Ns), los metatarsianos centrales cerca del 32 % (137 Ns). El dedo gordo soporta él sólo cerca del 10 % de la carga (41,77 Ns).

## Indicaciones del examen

El análisis dinámico de las presiones plantares concierne a diferentes secto-

res de la actividad médica y anexas: la biomecánica (análisis de la marcha, funcionamiento de las prótesis); la cirugía ortopédica (apreciación del funcionamiento normal y patología del pie, impacto de los diferentes tratamientos); aparatos ortopédicos (concepción, control de plantillas y zapatos ortopédicos); la medicina deportiva (análisis y optimización de ciertos gestos deportivos); la reumatología y la medicina física (diagnóstico, control de las etapas de rehabilitación); la neurología (examen de la función motriz, repercusión de los grandes síndromes neurológicos sobre el equilibrio y la marcha). Esta lista no es exhaustiva. El análisis de las presiones plantares desempeña un papel decisivo en la diabetología y merece una mención particular.

## Aplicación a la diabetes

La afección neurológica del pie en caso de diabetes disminuye la sensibilidad profunda y la sensibilidad al dolor. La afección vascular compromete, por otra parte, la oxigenación de los tejidos. Una percepción disminuida y la alteración de los procesos de cicatrización hacen del diabético un individuo muy vulnerable a los traumatismos y microtraumatismos responsables de una ruptura tisular que conduce a una úlcera diabética. Los trabajos de Stokes et al y de Boulton et al han demostrado la aparición preferencial de ulceraciones en las zonas donde se observan presiones elevadas (planta del pie, uñas de los dedos, etc.). Para Cavanagh y Ulbrecht, presiones del orden de 50 N/cm<sup>2</sup> son potencialmente peligrosas y el riesgo de ulceración es muy elevado por encima de los 100 N/cm<sup>2</sup>. La frontera entre lo normal y lo patológico es pues muy estrecha, ya que presiones de 40 a 50 N/cm<sup>2</sup> se encuentran regularmente en los sujetos normales. Por otra parte, el diabético presenta a menudo presiones elevadas a nivel del pie. Varios factores contribuyen a este fenómeno, entre los cuales se pueden citar la pérdida de elasticidad de los tejidos blandos. Para Kirch et al, una característica del pie diabético es la disminución, incluso la desaparición del apoyo de los dedos, ligado a la afección neurógena de los músculos intrínsecos del pie. En consecuencia, hay una disminución de la superficie de apoyo que favorece la hiperpresión de las cabezas metatarsianas. El análisis dinámico de las presiones plantares permite identificar los pacientes de riesgo y localizar las zonas de sobrecarga susceptibles de ulcerarse. Permite de este modo adoptar medidas preventivas antes de que aparezcan complicaciones.

Cuadro I. – Principales variables y sus valores por zonas.

Zona	Variable	Unidad	Mínimo	Máximo	Media	Varianza
Total	Superficie	cm <sup>2</sup>	105,33	190,67	138,05	448,1
Total	Fuerza máxima	N	459	1 192	774,04	26 200
Total	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	26	109	57,98	372
Total	Duración del apoyo (ms)	ms	578,67	1 017,3	778,12	9 183
Total	Duración del apoyo (%)	%	-	-	-	-
Total	Integral fuerza-tiempo	Ns	259,88	726,89	434,39	13 360
Talón	Superficie	cm <sup>2</sup>	26,67	49,33	35,99	35,06
Talón	Fuerza máxima	N	286,67	764	480,69	11 090
Talón	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	20	59	32,61	68,2
Talón	Duración del apoyo (ms)	ms	214,67	658	451,54	9 123
Talón	Duración del apoyo (%)	%	36,3	75,18	57,72	71,61
Talón	Integral fuerza-tiempo	Ns	48,12	236,61	119,89	1 741
Mediopié	Superficie	cm <sup>2</sup>	4	51	25,51	78,83
Mediopié	Fuerza máxima	N	7,33	385,67	114,2	4 523
Mediopié	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	3	24	10,17	11,8
Mediopié	Duración del apoyo (ms)	ms	247,33	695,33	500,69	8 379
Mediopié	Duración del apoyo (%)	%	41,22	76,67	64,12	55,94
Mediopié	Integral fuerza-tiempo	Ns	1,48	109,29	31,37	509,4
Meta 5	Superficie	cm <sup>2</sup>	3,67	13	8	5,208
Meta 5	Fuerza máxima	N	12	247	60,71	1 741
Meta 5	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	4	109	16,99	196,9
Meta 5	Duración del apoyo (ms)	ms	448	830,67	613,61	6 102
Meta 5	Duración del apoyo (%)	%	60	87,05	79,02	32,8
Meta 5	Integral fuerza-tiempo	Ns	1,69	92,26	20,99	235,5
Metas 2, 3, 4	Superficie	cm <sup>2</sup>	17,33	39,67	26,36	29,94
Metas 2, 3, 4	Fuerza máxima	N	191,33	776	357,19	11 300
Metas 2, 3, 4	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	18	89,33	37,32	245,8
Metas 2, 3, 4	Duración del apoyo (ms)	ms	490	868	669,55	6 757
Metas 2, 3, 4	Duración del apoyo (%)	%	75,67	91,62	86,1	8,127
Metas 2, 3, 4	Integral fuerza-tiempo	Ns	49,56	295,57	137,3	2 143
Meta 1	Superficie	cm <sup>2</sup>	5	21,33	13,73	13,55
Meta 1	Fuerza máxima	N	16	373	161,88	5 340
Meta 1	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	6	100	30,45	279,6
Meta 1	Duración del apoyo (ms)	ms	480,67	854	625,33	5 888
Meta 1	Duración del apoyo (%)	%	68,04	88,41	80,52	22,38
Meta 1	Integral fuerza-tiempo	Ns	4,38	125,08	55,49	678,9
Dedos	Superficie	cm <sup>2</sup>	9,33	20	14,29	6,838
Dedos	Fuerza máxima	N	29,67	200,33	98,91	1 330
Dedos	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	10	103	28,02	168,5
Dedos	Duración del apoyo (ms)	ms	424,67	896	616,78	7 469
Dedos	Duración del apoyo (%)	%	61,5	92,75	79,43	46,29
Dedos	Integral fuerza-tiempo	Ns	7,04	79,38	27,92	160,5
Dedo gordo	Superficie	cm <sup>2</sup>	10,33	21,33	15,65	5,785
Dedo gordo	Fuerza máxima	N	41	350,33	159,16	3 392
Dedo gordo	Presión máxima	N/cm <sup>2</sup>	13	92	41,83	337,7
Dedo gordo	Duración del apoyo (ms)	ms	396,67	896	602,95	9 838
Dedo gordo	Duración del apoyo (%)	%	59,3	92,75	77,47	66,33
Dedo gordo	Integral fuerza-tiempo	Ns	11,68	102,99	41,77	277,9

ms: milisegundos; %: porcentaje.

## Crítica

Las medidas dinámicas proporcionan un número considerable de informaciones. Esta abundancia presenta un peligro para el observador no prevenido, que se ve inundado por un flujo de datos difícil de gestionar. La utilización

de un sistema de medidas dinámicas impone así condiciones imperativas para el examen y para aquel que lo realiza. El material debe ser fiable y la recolección de datos rigurosa. El examen debe interpretarse siempre con circunspección y ser confrontado a los datos clínicos. El examinador debe

conocer la marcha, la biomecánica, la patología del pie y disponer de conocimientos mínimos en informática. Son necesarios investigadores que seleccionen las indicaciones y realicen un gran número de análisis para mejorar la gestión de los datos. Habría también que uniformizar la recolección y la expre-

sión de los resultados, de manera que fuesen eliminadas las disparidades relacionadas con el material y los programas, facilitando el intercambio de informaciones.

## Conclusión

Los factores que determinan la carga son la fuerza impuesta al pie, la superficie disponible, la presión y la duración del apoyo. Estas variables son ineludibles y su combinación, más o menos afortunada, condiciona toda la mecánica, normal o patológica, del pie. Las tres primeras se tienen a menudo en cuenta. La fuerza,

directamente ligada al peso, es el parámetro más evidente. La superficie de apoyo disminuye a la mitad cuando se levanta el talón. El aporte de superficie proporcionado por los dedos es entonces determinante para limitar la presión y depende directamente de la eficacia del aparato muscular. La duración de la aplicación de la carga es, por el contrario, raramente considerada. Este parámetro es sin embargo determinante. Las variables que lo tienen en cuenta, como la integral fuerza-tiempo, son las que presentan mayor interés. Los sujetos cuya duración del apoyo supera con creces el segundo, imponen a su pie una carga muy superior a la que impone, por ejemplo, un saltador aunque las pre-

siones máximas registradas en los dos casos difieran sensiblemente. El estudio de estos parámetros en los diferentes estadios del paso y en las diferentes zonas de apoyo debería llevar a un conocimiento más profundo de los mecanismos de compensación que permitan mantener las tensiones mecánicas a un nivel tolerable para los tejidos. La instalación progresiva y armoniosa de la carga, con picos máximos estrictamente limitados en el tiempo y próximos a las condiciones óptimas de apoyo, pone de manifiesto, en el curso de la marcha normal, una adecuación constante pero precaria entre la fuerza, su duración de aplicación y la superficie sobre la cual se ejerce.

Cualquier referencia a este artículo debe incluir la mención del artículo original: Libotte M. Podoscopie électronique. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés)*, Podologie, 27-030-A-15, Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-161-A-13, 2000, 4 p.

## Bibliografía

- [1] Arcan M, Brull MA. A fundamental characteristic of the human body and foot: the foot-ground pressure pattern. *J Biomech* 1976; 9: 453-457
- [2] Baumann JH, Girling JP, Brand PW. Plantar pressures and trophic ulcers. *J Bone Joint Surg Br* 1963; 45: 652-673
- [3] Betts RP, Duckworth T, Austin IG, Crocker SP, Moore S. Critical light reflection at a plastic/glass interface and its application to foot pressure measurements. *J Med Eng Technol* 1980; 4: 136-142
- [4] Boulton AJ, Betts RP, Franks CI, Ward JD, Duckworth T et al. The natural history of foot pressure abnormalities in neuropathic diabetic subjects. *Diabetes Res* 1987; 5: 73-77
- [5] Burny F, Anthonis-Lamme A. Étude clinique de la marche par plate-forme dynamométrique. *Acta Orthop Belg* 1975; 41 (suppl 1): 59-68
- [6] Carlet G. Sur la locomotion humaine (série 5). *Ann Sci Nat-urales* 1872: 1-92
- [7] Cavanagh PR. A technique for the display of pressure distribution beneath the foot. *J Biomech* 1980; 13: 69-75
- [8] Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980; 13: 397-406
- [9] Cavanagh PR, Ulbrecht JS. Biomechanics of the foot in diabetes mellitus. In: Levin ME. The diabetic foot. St-Louis: Mosby, 1992: 199-232
- [10] Chodera JD, Lord M. The technology of the pedobarograph. *Bradu Report* 1978: 159-179
- [11] Elftman H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *Anat Rec* 1934; 59: 481-491
- [12] Grundy M, Blackburn PA, Tosh PA, McLeish RD, Smidt L. An investigation of the centers of pressure under the foot while walking. *J Bone Joint Surg Br* 1975; 57: 98-103
- [13] Hennig EM, Nicol K. Registration methods for time-dependent pressure distribution measurements with mats working as capacitors. *Int J Biomech* 1978; 2A: 361-367
- [14] Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L. Reliability of pressure measurements: the EMED-F system. *Clin Biomech* 1991; 6: 14-18
- [15] Hutton WC, Drabble GE. An apparatus to give the distribution of vertical load under the foot. *Rheumatoid Phys* 1972; 11: 313-317
- [16] Kirsch D, Schuh D, Frey S, Mehnert H. Einfluss von Körpergewicht oder Diabetes auf das dynamische Druckverteilungsmuster beim Gehen (Pedographie) bei Typ-II-Diabetikern. *Aktuel Endokrinol Stoffwechsel* 1986; 2/7: 86-87
- [17] Libotte M. Contribution à la biomécanique de la cheville et du pied. Analyse dynamique des pressions plantaires. Application clinique à la pathologie du pied. [thèse]. Bruxelles: ULB, 1994
- [18] Marey EJ. La machine animale. Paris: G. Baillière, 1873
- [19] Miyazaki S, Iwakura H. Foot-force measuring device for clinical assessment of pathological gait. *Med Biol Eng Comput* 1978; 16: 429-436
- [20] Olivari D, Burny F, Halleux P. Étude de la marche par plate-forme dynamométrique. Nouveau dispositif de mesure. *Acta Orthop Belg* 1975; 41 (suppl 1): 47-58
- [21] Ranu HS. Miniature load cells for the measurement of foot-ground reaction forces and centre of foot pressure during gait. *J Biomed Eng* 1986; 8: 175-177
- [22] Schwartz RP, Heath AL. Some factors which influence the balance of the foot in walking: the stance phase of gait. *J Bone Joint Surg* 1937; 19: 431-442
- [23] Schwartz RP, Heath AL. The definition of human locomotion on the basis of measurement: with description of oscillographic method. *J Bone Joint Surg* 1947; 29: 203-214
- [24] Soames RW, Blake CD, Stott JR, Goodbody A, Brewerton DA. Measurement of pressure under the foot during function. *Med Biol Eng Comput* 1982; 20: 489-495
- [25] Spolek GA, Lippert FG. An instrumented shoe - a portable force measuring device. *J Biomech* 1976; 9: 779-783
- [26] Stokes IA, Faris IB, Hutton WC. The neuropathic ulcer and loads on the foot in diabetic patients. *Acta Orthop Scand* 1975; 46: 839-847