

Enfoque diagnóstico y terapéutico del paciente con pie diabético

A. Camp Faulí, E. Montiel Parreño¹, D. Poveda Verdú¹, L. Salvador Palacios, C. Orgilés Barcelo¹, A. Faulí Marín

Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía

Unidad de Pie Diabético- Hospital Nisa Virgen del Consuelo, Valencia. ¹Instituto Tecnológico del Calzado y Conexas. INESCOP. Elda (Alicante).

Correspondencia:

Angel Camp Faulí. Unidad de Pie Diabético- Hospital Nisa Virgen del Consuelo, Valencia. Callosa de Ensarria nº 12 46007 Valencia
Correo electrónico: acamp@hospitales.nisa.es

RESUMEN

La planta del pie está sujeta a importantes presiones que están influenciadas por factores dinámicos (locomoción, velocidad, etc) y por parámetros relativos al sujeto (peso corporal, edad, posibles patologías, etc). El estudio de estas presiones permite la localización y cuantificación de las zonas de hiperpresión, aspecto de vital importancia en pacientes diabéticos. La disponibilidad y uso de sistemas de medida de presión (plataformas de fuerza dentro del zapato), ha hecho posible la comprensión de una parte fundamental de los problemas de los pies. El efecto acumulativo de presión de bajo nivel no se ha tenido en cuenta ni se ha evaluado suficientemente, principalmente debido a que la mayoría de los dispositivos de medida de presión funcionan con precisión únicamente durante unas horas. Algunos trabajos recientes, sugieren que la medida combinada de presiones plantares y actividad, evaluada como número de pasos reales frente al tiempo, pueden apoyar la hipótesis de que la destrucción del tejido en la planta del pie, que precede a la formación de una úlcera, es el resultado de la combinación al menos del estrés repetitivo a presiones bajas y de la acción de picos de presiones localizadas. Los nuevos sistemas de podobarografía deberían permitir el seguimiento de los pacientes durante su vida diaria, siempre y cuando la cantidad y calidad de los datos sea de utilidad clínica práctica.

Palabras Clave: Presión; calzado; Diabetes mellitus; Pie diabético; Transductores de presión.

ABSTRACT

There are important pressures applying under the foot, which are influenced by many dynamic factors (such as locomotion, speed, etc) and parameters related to the subject (such as body weight, age, other diseases, etc). The study of foot pressures allow the localisation and quantification of the hyperpressure areas, which is very important for diabetic patients. The availability and use of foot pressure measuring systems (force platforms and in-shoe systems) has made possible the understanding of an essential part of foot-related problems. The cumulative effect of low pressure has not been sufficiently considered and evaluated, mainly due to the fact that most of the pressure measuring devices work accurately for only a few hours. Some recent studies suggest that the combined measurement of plantar pressures and activity, assessed as the actual number of steps vs. time, may support the hypothesis that the destruction of foot sole tissue prior to the ulcer formation results from the combination at least of repetitive stress at low pressures and the action of localized peak pressures. Therefore, it the new systems of baropodography should permit the monitoring of patients on a daily basis, provided that the quantity and quality of gathered data might be useful in the clinical practice

Key Words: Pressure; Shoes; Diabetes mellitus; Diabetic foot; Pressure transducer.

Recibido: 16 de Febrero de 2006 / *Aceptado:* 22 de Febrero de 2006

Acrónimos: Fx, fuerzas anteroposteriores; Fy, fuerzas transversales; Fz, fuerza vertical máxima; PC, peso corporal.

INTRODUCCIÓN

La planta del pie sufre la aplicación de importantes presiones influenciadas por muchos factores como la locomoción, la velocidad, etc, así como por parámetros relativos al sujeto, tales como el peso corporal, la edad, posibles patologías. El estudio de estas presiones posibilita la localización de las zonas que muestran los mayores valores y su cuantificación. Las zonas de talón y cabezas de los metatarsianos presentan las presiones más elevadas.

Durante la locomoción, las fuerzas que se aplican sobre el zapato, que actúa como interfaz entre la persona y la superficie del suelo, corresponden al peso corporal y a la fuerza ejercida por los músculos, que es transmitida a los huesos a través de los tendones. Las fuerzas de reacción, que son las registradas por las plataformas de fuerzas, son idénticas a las anteriores, pero en sentido contrario. El vector de la fuerza de reacción se suele descomponer en sus tres componentes ortogonales (vertical, anteroposterior y transversal).

Normalmente se estudian las fuerzas horizontales (anteroposterior y transversal) para problemas de interacción entre la suela/ superficie del suelo en términos de adherencia. Las fuerzas verticales se ensayan especialmente para todos los aspectos relacionados con la amortiguación del calzado.

LOCALIZACIÓN DE FUERZAS

La trayectoria del punto de aplicación de la fuerza resultante de la masa corporal comienza en el momento de impacto, en la zona central del talón. Después, se desplaza rápidamente en línea recta hasta la primera y segunda cabezas metatarsianas, gira hacia dentro y se mueve lentamente hasta la base del primer dedo. Finaliza en la punta del primer o segundo dedos, o entre ambos.

DISTRIBUCIÓN

Al caminar: Al inicio (fase de contacto), se observa una fuerza vertical máxima (F_z). El talón se encuentra en contacto con el suelo, lo que reduce la progresión hacia delante del pie. Esto implica una reacción hacia atrás. Dada la posición inicial del pie en supinación, las fuerzas anteroposteriores (F_x) son negativas y, a medida que comienza el movimiento de pronación, las fuerzas F_x llegan a cero y a positivas, hasta que finaliza el contacto del pie.

A continuación (fase de soporte), se produce una caída de fuerza vertical. Esto acontece cuando el pie está en plano y corresponde al cambio del período de frenada del impulso anterior. Durante este período, el pie no desarrolla fuer-

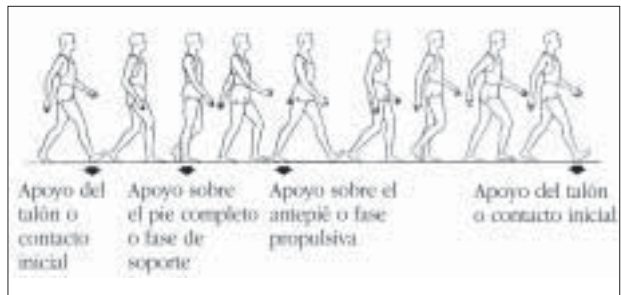


Figura 1. Ciclo de marcha.

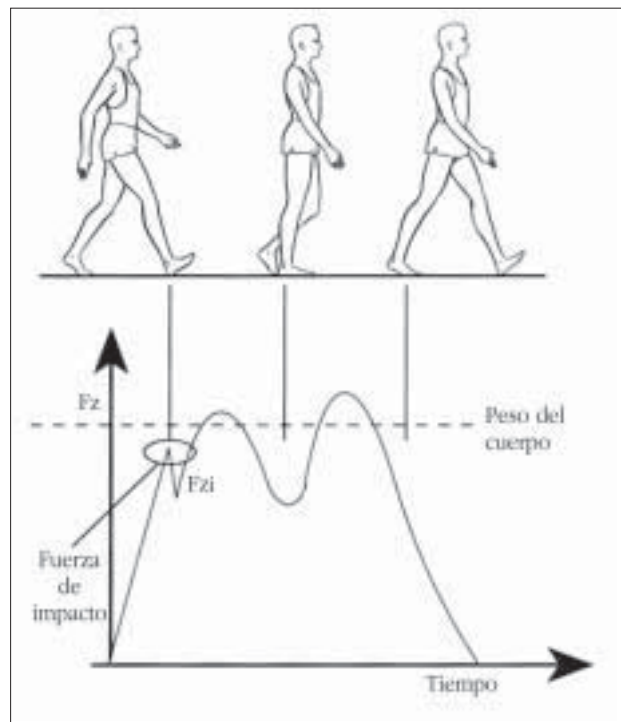


Figura 2. Distribución de fuerzas verticales que se producen al caminar. La curva de fuerza vertical F_z al caminar típicamente aparecen dos picos: el primero, durante el contacto del talón (1) y el segundo, durante el impulso (2).

zas transversales (F_y), pero debe asegurar una estabilidad transversal. Finalmente durante la fase de impulso, las fuerzas están orientadas hacia arriba y hacia delante (Figuras 1 y 2).

Las fuerzas de reacción del suelo se expresan frecuentemente normalizadas al peso corporal (PC). Las fuerzas observadas al correr son superiores a las que aparecen al caminar. Normalmente, el pico de fuerza máxima F_z en el talón del pie al caminar oscila entre 2,5 y 4 PC, aunque en ciertos casos, puede ser superior: por ej. jugando a baloncesto, al saltar la fuerza de impacto vertical puede alcanzar de 7 a 9 PC. Al caminar, F_z oscila de 1 a 1,5 PC.

El estudio de las fuerzas en la planta del pie ha llegado a ser algo común, especialmente la fuerza vertical F_z . Los tres componentes de la fuerza de reacción con el suelo proporcionan tipos de información muy diferentes: las fuerzas F_z se utilizan para todos los aspectos de amortiguación, y las fuerzas F_y y F_x , para todos los aspectos relativos a la adherencia.

Al igual que ocurre con las presiones, existen muchos factores que influyen en la fuerza máxima como son la locomoción, la velocidad, el suelo, así como parámetros relativos al sujeto, como el peso corporal, la edad, patologías... El estudio de estas fuerzas hace posible localizar zonas (incluyendo el punto de aplicación de las fuerzas) que muestran los valores más elevados de presión y, además, cuantificar estos valores.

MEDIDA DE PRESIONES EN EL PIE

Las úlceras neuropáticas constituyen uno de los principales problemas clínicos del paciente diabético. De acuerdo con Lavery¹ y Landsman², estas heridas se desarrollan en pies diabéticos debido al esfuerzo mecánico que se produce sobre la piel y el tejido subyacente. Se pueden distinguir dos tipos de esfuerzo mecánico: a) *fuerza aplicada* de forma vertical sobre la superficie plantar y b) *fuerza paralela* o de cizalla a la superficie plantar. Mientras que "la fuerza vertical" es causa de heridas en los tejidos al comprimirlos de forma repetida, "las fuerzas de cizalla" provocan el deslizamiento de los tejidos profundos sobre los superficiales. La combinación de acciones de estas dos fuerzas puede provocar necrosis de los tejidos y ulceración.

Comercialmente todavía no se dispone de dispositivos para medir la presión normal y de cizalla de forma simultánea en el interior del calzado. Los resultados de algunos proyectos de investigación y desarrollo realizados recientemente no ofrecen soluciones a este problema debido al tamaño de los sensores empleados, que aconsejan sólo su uso en ambientes de investigación clínica muy controlada. Se cree que la medición del "esfuerzo de cizalla" contribuirá a la comprensión necesaria de uno de los orígenes de las úlceras. Esto es algo que todavía no está probado, ya que no existen buenos modelos para la prevención y curación de las úlceras, así como del comportamiento de la piel y los tejidos bajo presión normal y de cizalla.

Las técnicas de medida que permiten medir la presión plantar sobre la planta del pie dentro del zapato contribuyen a un mejor tratamiento del paciente. Los problemas en los pies relacionados con la presión se manifiestan princi-

palmente en dolor, callosidad excesiva, úlceras neuropáticas y de decúbito. La aparición de sistemas de medida de presión, dentro del zapato, ha hecho posible la comprensión de una parte fundamental de los problemas de los pies. Es decir, problemas en los pies relacionados con la presión, si bien esta variable no explica al 100% la evolución de estas patologías³⁻⁵.

ACTIVIDAD Y PIE DIABÉTICO

Estudios previos⁶ sugieren que el nivel de actividad general de los pacientes diabéticos que desarrollan ulceraciones puede ser menor que el de otros pacientes con la misma enfermedad sin úlceras, aunque la calidad de la actividad puede ser más variable. Sobre patrones de actividad en pacientes con ulceración de pie diabético, los sujetos parecen llevar sus dispositivos de liberación de carga durante tan sólo una pequeña parte de los pasos realizados cada día.

Esto podría explicar parcialmente los malos resultados que se han obtenido en muchas pruebas realizadas con elementos diseñados para acelerar la curación de las heridas⁷. Controlar este importante aspecto con dispositivos que no sean tan fácilmente reemplazables podría contribuir a mejorar la curación y ponen de manifiesto la importancia de la medida de actividad, combinada con el análisis de presiones. Las modificaciones en actividad que impliquen soportar peso, seguido de daños en el tejido plantar en pacientes con diabetes, pueden tener influencia en la adaptación del tejido plantar y el riesgo de recurrencia de úlceras⁸.

MEDICIÓN DE PRESIONES

Es importante conocer los valores de los sistemas de medida en relación a los valores de fuerzas y cómo valorar dichos datos. Sin embargo, hay que recordar que existe una diferencia entre la distribución de presión real y medida. La presión real es la fuerza local debajo del pie o fuerza total en la estructura del pie a través de la piel y tejidos blandos sobre la superficie de pisada. La presión medida es la fuerza local sobre el área de medida del (los) sensor (es).

Las diferencias entre las presiones *real* y *medida* están provocadas por:

- Diferencias entre el área real de la suela y el área cubierta por sensores
- Precisión del sensor de medida
- Dimensiones de los sensores de medida
- El número de sensores
- La distribución de sensores en la zona de medida
- La frecuencia de medida (número de valores por segundo)

- Las propiedades de la zona de medida:

- Rígida - flexible
- Gruesa - fina

La distribución de presiones en una persona al caminar depende de:

- La forma de flexionar y levantar el pie de la superficie
- El modo de caminar de la persona (de forma repetida, estable, insegura, forzada, rápida, lenta, recta, con curvas)
- Anatomía y psicología de la persona
- Enfermedades y trastornos^{9,10}.

Se han desarrollado diversos sensores para medir la presión máxima sobre una superficie de contacto. Los más utilizados son los siguientes:

1. Sensores eléctricos de presión

Se trata de diversas células eléctricas de medición que funcionan dependiendo de los cambios en resistencia, y la capacidad o inducción del sensor, provocado por cambios de presión¹²⁻¹⁵.

- Resistente
- Piezo resistente
- Capacitativo
- Piezo eléctrico
- Sensor de fuerza

De acuerdo con Barbenel y cols¹¹, los dos primeros tienen un inconveniente, ya que el material debe ser bastante blando para poder asegurar la sensibilidad a la presión. No obstante, el comportamiento de los materiales blandos, a menudo dependen del tiempo (viscoelasticidad).

2. Sensores neumáticos

El principio de estos sensores se basa en células hinchables. Dichos sensores comienzan a registrar la presión en cuanto la presión interna y externa de las células hinchables ha alcanzado un equilibrio^{11,12}. Son insensibles a las fuerzas de cizalla y a la temperatura, son relativamente baratos, se pueden realizar en diversos tamaños sin manipular el grosor, son finos, flexibles y fáciles de usar¹¹⁻¹⁴. La ventaja de la flexibilidad, disminuye por un cambio en la respuesta del sensor si se encuentra colocado en una superficie con una curva pronunciada¹¹. El inconveniente es que la frecuencia de medida es muy baja: alrededor de 5 Hz máx.

SISTEMAS DE MEDIDA PARA VALORAR LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN/FUERZA

1. Rígido: plataformas de fuerza

Una plataforma de fuerza construida sobre una superficie permite llevar a cabo la medida de fuerzas normales

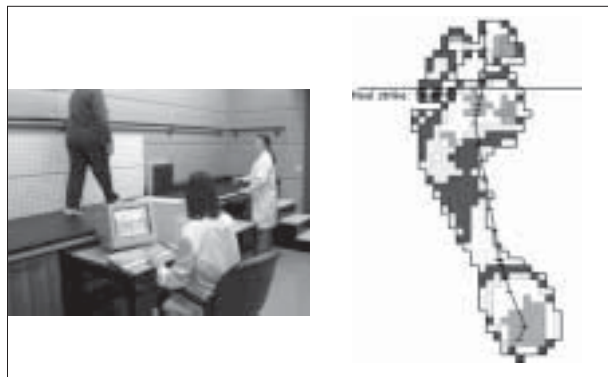


Figura 3. Plataforma MUSGRAVE y software MUSGRAVE para obtener la distribución de presión plantar.

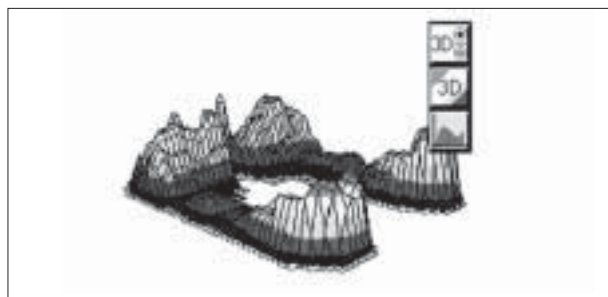


Figura 4. Datos característicos de un sistema de plantillas (Pedar).

y de cizalla de la carga aplicada. La plataforma de fuerza se utiliza, entre otras cosas, para localizar la proyección del centro de gravedad del cuerpo¹⁵ (Figura 3).

2. Flexible

- Alfombras neumáticas

Las alfombras tipo el *Oxford Pressure Monitor*, u otros dispositivos para medir los mismos parámetros, muestran en general algunos inconvenientes. En primer lugar, distribuyen la presión a monitorizar, interfiriendo así en los valores reales de presión. En segundo lugar, no miden fuerzas de cizalla. Y en tercer lugar, la medición es estática, es decir, se registra la presión momentánea en lugar de los cambios de presión en función del tiempo.

- Plantillas

Estos sistemas se utilizan, en particular, en investigación aplicada y clínica. Generalmente su uso se restringe al laboratorio o a la consulta y no a la monitorización continuada. Normalmente, la medida se realiza durante un período de tiempo muy limitado, generando gran cantidad de datos en poco tiempo. Algunos sistemas utilizan cables, lo que limita en gran medida el área de utilización (Figura 4).

TABLA I. Sistemas de medida de presiones plantares mediante plantilla instrumentada de uso más extendido

Aspecto valorado	Sistema Pedar	Sistema Parotec	Sistema F-Scan
Técnicas de medida	Capacitivos	"Piezoresistivo"	"Resistivo" cubiertos por una matriz de sensores de tinta
	Matriz de sensores	Sensor de presión inmerso en aceite Sensores simples (Hidrocélulas)	
Resolución temporal	50 Hz para dos suelas Hasta 350 Hz cuando se seleccionan zonas determinadas Hasta 1920 Hz para un sensor simple	Hasta 200 Hz	Hasta 240 Hz
Resolución espacial	1.6 – 2.2 cm ² /sensor Dependiendo del tamaño de la suela hasta alcanzar 99 sensores	4 cm ² /sensor 24 sensores /suela	0,25 cm ² /sensor > 800 sensores /suela

Un aspecto importante en relación con la interpretación de datos de todos los sistemas de medida de presión descritos anteriormente, es que las fuerzas de presión se miden en la interfaz entre la piel y la superficie, y no en el tejido en sí mismo. Otros problemas relacionados con algunos de los métodos anteriores son los siguientes:

- Son sensibles a la temperatura, es decir, la presión aumenta a medida que lo hace la temperatura, debido a que el sujeto se encuentra sobre el dispositivo (estera o sensor).
- Los dispositivos cuentan con un número limitado de sensores, por lo que puede resultar problemático el adecuado posicionamiento de los mismos debajo del área a medir.
- Las mediciones llevan su tiempo y por tanto, no siempre son útiles clínicamente o puede que se limite el número de medidas y así, el número de productos a probar.
- Algunos dispositivos únicamente permiten llevar a cabo mediciones en condiciones estáticas.

La Tabla I presenta de forma resumida las características principales de algunos de los sistemas comerciales más utilizados.

Publicaciones previas^{3,5,16-19} muestran que cuando se correlaciona la fuerza vertical registrada por una placa de fuerza con la suma de todos los sensores de la suela, todas las suelas consiguen unos valores altos de correlación que indican que es posible caracterizar la fuerza de reacción vertical mediante las plantillas. También muestran que los coeficientes de correlación varían en los sistemas de plantillas *Pedar*

desde $r = 0.99$ hasta $r = 0.86$ después de 20 pasos, mientras que se consigue una $r = 0.95$ al usar las nuevas suelas *F-scan*. Estas cifras no significan que se hayan obtenido los valores absolutos. Los sistemas de plantillas *Pedar* están ligeramente infravalorando los valores reales (por lo general valores máximos), mientras que las suelas *F-scan* tienden a sobrevalorar los valores de fuerza. Las suelas *Parotec*, debido a que los sensores no cubren toda la suela, claramente dan un valor menor a los valores de fuerza^{5,18,20-24}.

La distribución de la presión en áreas diferentes depende en gran parte del sistema de medida utilizado. Todavía se debate cuál de los sistemas está más próximo a la distribución real de presión. Todos ellos parecen proporcionar resultados válidos de forma cualitativa. Los valores de presión absolutos deben tomarse con cautela. Los sensores resistentes tienden a mostrar unos desplazamientos y cambios relativamente altos en sensibilidad. Esto puede suponer en parte un problema que se resuelve mediante una calibración habitual de los sensores simples^{25,26}.

TENDENCIAS: MEDIDA DE ACTIVIDAD Y PRESIÓN

El efecto acumulativo de presión de bajo nivel no se ha tenido en cuenta ni se ha evaluado suficientemente, principalmente debido a que la mayoría de los dispositivos de medida de presión funcionan con precisión únicamente durante unas horas⁸.

Algunas características generales importantes que se podrían mejorar y que son viables con las nuevas tecnologías de sensores disponibles son:

TABLA II. Principales característica del sistema Sensasole™

Área del sensor: 1 cm²

Resolución: mejor que 100 gramos/cm²

Rango de presión: 0 a 7 kg/cm²

Tiempo de respuesta/frecuencia de muestreo: 50 milisegundos.

Calibración: cada plantilla se calibra en origen, proporcionándose un fichero de calibración que debe ser archivado en el ordenador en el que se haya instalado el programa *SensaSoft Lab*. Las plantillas no requieren recalibrado: el fichero de calibrado es válido durante toda la vida operativa de la plantilla.

Instalación: la plantilla se ubica en el interior del calzado del paciente.

Duración media de la plantilla: 1 mes en condiciones de uso normal (8 horas diarias).

Duración de baterías: 7 días de funcionamiento continuo en modo de captura de datos (con batería de 1000 miliamperios).

Fijación: banda elástica de longitud variable con cierre velcro.

Caja hipoalergénica. Impermeable (no sumergible).

- Que se pueda utilizar en la práctica clínica diaria con pacientes individuales.
- Que las mediciones sean más rápidas y lleven menos tiempo (mediciones dinámicas: registros en tiempo y movimiento).
- Que sirvan para sustituir opiniones clínicas por un método más objetivo.

En más detalle, se deberían incorporar los siguientes requisitos en un posible sistema de medida:

- Mayor número de puntos activos.
- Flexible/elástico.
- Posibilitar la medición durante largos períodos de tiempo.
- Medición de la humedad.
- Medición de temperatura.
- Portátil/ transportable.
- Almacenamiento de datos suficiente.

El sistema Sensasole®

SensaSole Lab (INESCOP) es un sistema de desarrollo reciente y en fase de validación clínica, para la adquisición de datos de presión plantar y medida de actividad, compuesto por tres elementos:

- Una plantilla dotada de sensores de presión.

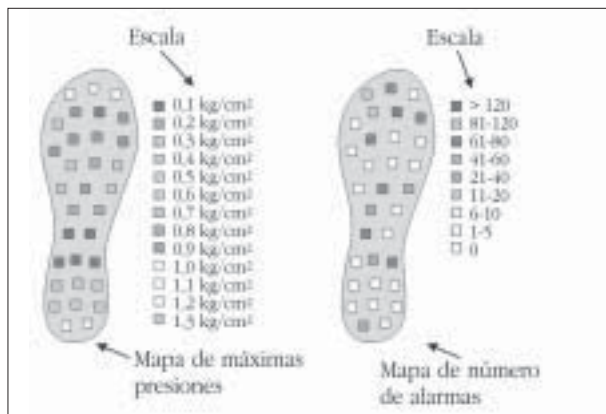


Figura 5. Mapa de presiones máximas y de número de alarmas de presión.

- Un *Datalogger* que almacena las medidas de presión recibidas por la plantilla.
- Un software de gestión (*SensaSoft Lab*) que permite la activación y descarga de datos del *Datalogger*, y la gestión y visualización en formato gráfico de la información generada.

Los datos de presión plantar y actividad (medida como número de pasos reales medidos) son gestionados por la unidad central de control (Hospital, Centro de Investigación, etc.) donde los expertos reciben y tratan la información recibida, la almacenan en su base de datos y recogen las posibles señales de alarma emitidas por los usuarios, actuando urgentemente si es necesario para evitar, por ejemplo, la posible aparición de una úlcera en el caso de los pacientes diabéticos.

De esta manera, se consigue:

1. El seguimiento a distancia de los pacientes con pie diabético, controlando en tiempo real los valores de presión y su distribución en la planta del pie, pudiendo actuar de forma inmediata en cuanto se produzca una elevación excesiva de la presión.
2. La obtención de un conjunto de datos personalizados, ordenados en el espacio (asociados a puntos concretos de la planta del pie de cada paciente) y en el tiempo (asociados a los distintos momentos del día, durante el cual la intensidad y forma de la marcha del paciente varían notablemente), que proporcionan una información muy útil a la hora de diseñar plantillas y calzado especial de manera personalizada para cada paciente, y con una eficacia asegurada.

Desde el programa *SensaSoft Lab* se controla la activación del *Datalogger*, escogiendo el usuario los siguientes

parámetros: sensor de paso, frecuencia de muestreo, fichero de calibración, sensibilidad del umbral de paso y puerto COM. También es el encargado de gestionar la descarga de los datos desde la memoria del *Datalogger*, pudiendo almacenarlos en el disco duro del ordenador. Otra de sus funciones es permitir la visualización de los datos de presión registrados, para lo que cuenta con diversos modos de representación: gráfica de presión frente al tiempo, gráfica de número de pasos frente al tiempo (indicador de actividad), gráfica de presión por encima del nivel de alarma (fijado por el usuario) respecto al tiempo, mapa de presiones máximas alcanzadas por sensor, mapa del número de veces que se ha sobrepasado el nivel de presión de alarma (fijado por el usuario) por sensor. La Figura 5 muestra un ejemplo de una de las gráficas ofrecidas por el sistema.

El programa también permite adjuntar a cada grupo de datos descargados un fichero con información acerca de las condiciones de la toma de datos y una ficha de información del paciente (datos de filiación, anamnesis y exploración). Al tratarse de un sistema autónomo, permite que el paciente o sujeto de la prueba realice sus actividades cotidianas o ejecute los ejercicios indicados por el investigador mientras el sistema monitoriza y almacena las presiones plantares registradas.

En un tiempo posterior, finalizada la toma de datos, el sistema permite al usuario la descarga de datos a un PC y su visualización, análisis y almacenamiento, así como la comparación con datos provenientes de pruebas realizadas anteriormente. La Tabla II muestra las características principales del sistema *Sensasole*TM.

CONCLUSIONES

La podobarografía es una técnica de uso extendido en el estudio del pie diabético. Sin embargo, todavía existen limitaciones con las técnicas disponibles. Aunque el análisis de presiones plantares ofrece una valiosa información al profesional, no menos cierto es que la mayor parte de los sistemas actuales presentan limitaciones en la durabilidad del sistema físico (fatiga de los sensores), exceso de información ofrecida y falta de información completa sobre el paciente en la vida diaria. Los trabajos más recientes utilizan la medida combinada de presiones plantares y actividad, evaluada como número de pasos reales frente al tiempo. Estos datos sugieren que la destrucción del tejido en la planta del pie, que precede a la formación de una úlcera, es el resultado de la combinación al menos del estrés repetitivo a presiones bajas y de la acción de picos de presiones localizadas.

CONSIDERACIONES PRÁCTICAS

- La podobarografía es una técnica de uso extendido en el estudio del pie diabético.
- Las medidas de actividad, combinadas con el análisis de presiones constituyen, hoy por hoy, las valoraciones a realizar.
- La medida combinada de presiones plantares y de actividad sugiere que la destrucción del tejido en la planta del pie, que precede a la formación de una úlcera, es el resultado de la combinación al menos del estrés repetitivo a presiones bajas y de la acción de picos de presiones localizadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lavery LA, Armstrong DG, Wunderlich RP, Tredwell J, Boulton AJ. Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program. *Diabetes Care* 2003; 26(4): 1069-1073.
2. Landsman AS, Sage R. Off-loading neuropathic wounds associated with diabetes using an ankle-foot orthosis. *J Am Podiatr Med* 1997; 87: 349-357.
3. Bus SA, Lange AD. A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanics* 2005; 17: 892-899.
4. Cavanagh PR, Ulbrecht JS, Caputo GM. New developments in the biomechanics of the diabetic foot. *Diabetes Metab Res* 2000; 16 (Suppl 1): S6-S10.
5. Cavanagh PR, Bewitt FG, Perry JE. In-Shoe Plantar Pressure Measurement: A Review. *Foot Ankle Int* 1992; 2: 185-194.
6. Armstrong DG, Lavery LA, Holtz-Neiderer K, Mohler M J, Wndel C S, Nixon BP, Boulton AJ. Variability in activity may precede diabetic foot ulceration. *Diabetes Care* 2004; 8: 1980-1984.
7. Armstrong DG, Lavery LA, Kimbriel HR, Nixon BP, Boulton AJ. Activity patterns of patients with diabetic foot ulceration: patients with active ulceration may not adhere to a standard pressure off-loading regimen. *Diabetes Care* 2003; 26(9): 2595-2597.
8. Lemaster J, Mueller MJ, Sinacore DR. Variability in activity may precede diabetic foot ulceration: response to Armstrong et al. *Diabetes Care* 2004; 27(12): 3028.
9. Lord M, Hosein R. A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy. *Clin Biomech* 2000; 15(4): 278-283.
10. Metaxiotis D, Accles W, Pappas A, Doederlein L. Dynamic pedobarography (DPB) in operative management of cavovarus foot deformity. *Foot Ankle Int* 2000; 21: 935-947.
11. Brown D, Wertsch JJ, Harris GF, Klein J, Janisse D. Effect of rocker soles on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 81-86.

12. Ferguson-Pell MW, Bell F, Evans JH. Interface pressure sensors: existing devices, their suitability and limitations. In: Kenedi RM, Cowden JM, Scales JT, eds. *Bedsore Biomechanics*. London: MacMillan; 1979. p. 189-197.
13. Pataki Z, Faravel L, Da Silva J, Assai J. A new ambulatory foot pressure device for patients with sensory impairment. A system for continuous measurement of plantar pressure and a feed-back alarm. *J Biomech* 2000; 33(9): 1135-1138.
14. Palmieri VR, Haelen GT, Cochran GVB. A comparison of sitting pressures on wheelchair cushions as measured by air cell transducers and miniature electronic transducers. *Prosthetics Research* 1980; 7: 5-8.
15. Seelen HA, Potten YJ, Huson A, Spaans F, Reulen JP. Impaired balance control in paraplegic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1997; 7(2): 149-160.
16. Brüggemann GP, Kersting U. Erfassung der Druckverteilung unter dem Fuß *Medizin & Technik Orthopädieschuhtechnik* 1997; 7: 40-45.
17. Bisiaux M, Moretto P, Linsel G, Thevenon A. "Determination of an expected plantar pressure threshold: dimensionless approach use to reduce the variability of the plantar pressures" *Ann Readapt Med Phys* 2003; 46: 539-544.
18. Chang CH, Millar F, Schuyler J. Dynamic pedobarograph in evaluation of varus and valgus foot deformities. *J Pediatr Orthop* 2002; 22(6): 813-818.
19. Vanzant RS, McPoil TG, Cornwall MW. Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking. *J Am Podiatr Med* 2001; 91(7): 337-342.
20. Mueller MJ, Strube MJ. Generalizability of in-shoe peak pressure measures using the F-scan system. *Clin Biomech* 1996; 11(3): 159-164.
21. Bryant AR, Tinley P, Singer KP. Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *J Am Podiatr Med* 2000; 90(6): 295-299.
22. Gregory SR, Peter M. Static Assessment of Pedar and F-Scan In-shoe Pressure sensors. Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics Clemson University. Carolina 1997: 24-27.
23. Woodburn J, Helliwell PS. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. *Clin Biomech* 1996; 11(5): 301-304.
24. McPoil TG, Cornwall MW, Yamada W. A Comparison of Two In-Shoe Plantar Pressure Measurement Systems. *The Lower Extremity* 1995; 2(2): 95-103.
25. Cornwall MW, McPoil TG. Velocity of the center of pressure during walking. *J Am Podiatr Med* 2000; 90(7): 334-338.
26. Giacomozzi C, Macellari V, Leardini A, Benedetti MG. Integrated pressure-force-kinematics measuring system for the characterisation of plantar foot loading during locomotion. *Med Biol Eng Comput* 2000; 38(2): 156-163.