

SISTEMA ELECTRÓNICO PORTÁTIL PDM 240 PARA EL ANÁLISIS ESTÁTICO Y DINÁMICO DEL APOYO PLANTAR

* SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOP. Y TRAUM.
HOSPITAL MIGUEL SERVET (ZARAGOZA)
** ÁREA DE TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA
CENTRO POLITÉCNICO SUPERIOR DE INGENIEROS

GRUPO DE BIOINGENIERÍA DE ZARAGOZA
UNIDAD DE PODOMETRÍA Y ESTUDIO DE LA MARCHA

* J. M. PÉREZ GARCÍA
* A. HERRERA RODRÍGUEZ
* J. DOMINGO CEBOLLADA
** J. E. LÓPEZ SOLER
* A. MARTÍNEZ MARTÍN
* J. MARTÍNEZ VILLA
** C. ORRITE URUÑUELA

RESUMEN

Continuando con la línea de investigación, iniciada con el desarrollo de la plataforma electrónica PDS 93, hemos desarrollado un equipo portátil para medición de presiones plantares durante la marcha.

Se presenta un sistema basado en la cuantificación de la carga por medio de sensores piezorresistivos dispuestos en una plantilla para cada pie. Las señales son transmitidas mediante radiofrecuencia hasta un receptor que las envía a un PC, donde son procesadas y visualizadas en tiempo real, mejorando de este modo las prestaciones de los sistemas actuales, en los que existe conexión física entre sensor-computador y en aquellos en los que no existe dicha conexión, pero el procesado y tratamiento es *off-line*.

Esto permite un análisis de la marcha en tiempo real, sin limitación de espacio,

ni limitación de tiempo de registro, visualizando el comportamiento biomecánico de los metatarsianos y la distribución de la carga a nivel de sus cabezas durante la marcha, ayudando de forma importante en el diseño de plantillas correctoras y pudiendo utilizarse en tratamientos de rehabilitación mediante procedimientos de bio feed-back.

Palabras clave: Análisis de la marcha, baropodometría, pie.

INTRODUCCIÓN

Todos los autores coinciden en la importancia de poder disponer de métodos de diagnóstico capaces de registrar el valor de las presiones en cualquier punto de la huella plantar. De esta forma se reflejan de una manera más fiel las modalidades de carga de los pies y estamos en condiciones de interpretar sin errores los trastornos estáticos y funcionales de los

pies, permitiendo el estudio y análisis de la marcha.

La aparición de nuevos materiales en la industria electrónica, que permiten medidas diferenciadas y exactas de las presiones en puntos próximos, origina la aparición de nuevos equipos de podoscopia electrónica en la década actual. El sistema baropodográfico *EMED F*, utilizado como ayuda en la práctica clínica (Libotte y cols.¹ para conocer el patrón de la distribución de las presiones plantares (Hughes y cols.^{6,7}, Hennig y cols.⁵); y en el estudio estático y dinámico (Graf⁴). También realiza los mismos análisis Woodle (12) con el podoscopio electrónico *PEL-38*. El mismo modelo, de 1024 captores de resolución, es utilizado en España para el estudio de la marcha en niños sanos y con pies planos (Coll y Pasarin³), análisis estático y dinámico de las presiones plantares (López Laserna y cols.³) y también como ayuda en el diseño de ortesis plantares (Burutarán¹).

De la misma forma, pero mejorando la resolución, realizamos un prototipo de podoscopio electrónico, *PDS 93*, de alta resolución (2048 captores) que permite conocer la distribución de las presiones plantares a nivel de las cabezas de los metatarsianos y su aplicación en el estudio biomecánico de la carga y apoyo metatarsal (10), y diseño de plantillas (9, 11). Sin embargo, su aplicación en los estudios dinámicos de la marcha queda limitada, como en el caso de las plataformas de fuerza, al condicionar el paso y el apoyo con la colocación en el suelo del equipo de registro.

Existen otros dispositivos en la actualidad para el análisis y control del movimiento, como las pistas de marcha, cuyo inconveniente, además del elevado coste y la complejidad técnica que tienen, es la zona acotada (unos metros de pista) por la que debe caminar el paciente. Por último, los sistemas portátiles desarrollados

en forma de plantillas, que existen hoy en día, son de dos tipos: bien, consisten en un registro de presiones en unos pocos puntos de la plantilla que se almacenan en memoria sólida y posteriormente se envía a un ordenador, o bien las plantillas están conectadas al ordenador por medio de un cable de longitud limitada. El principal inconveniente detectado en este tipo de dispositivos es que los sensores forman una disposición fija en la plantilla sin ajuste a la anatomía biomecánica del pie y el tratamiento del registro es *off-line* y por tanto no es posible la interacción directa con el paciente en el primer caso. En el segundo dispositivo existe una limitación de espacio, supeditada a la longitud del cable de conexión al ordenador. De esta forma, los equipos desarrollados actualmente condicionan el estudio de la marcha en el espacio o en el tiempo de registro. Por todo esto, el presente sistema (Figura 1) va más allá y posibilita entrar en estudios dinámicos sin condicionar la marcha subsanando estos inconvenientes.



Fig. 1. Sistema portátil de registro PDM 240.

METODOLOGÍA: CARACTERÍSTICAS

1.1. Características de los sensores

El sistema se basa en la medición de presiones pie-calzado mediante sensores piezorresistivos en cada pie, dispuestos en aquellos puntos cuya presión se desea conocer. Los sensores seleccionados son de comportamiento piezorresistivo, destacando como características interesantes en esta aplicación: su flexibilidad, adaptabilidad y tamaño (1 cm \times 1 cm).

Del mismo modo, el rango de presiones tolerables por el sensor se adapta a los valores estudiados en la bibliografía (0-12 Kg/cm²). También la velocidad de respuesta es suficientemente rápida para poder trabajar con el contenido frecuencial de las presiones plantares durante la marcha: la práctica totalidad de la señal está contenida en las componentes de frecuencia inferiores a 20 Hz (*fsampling*: 40 Hz.).

1.2. Acondicionamiento de la señal

Dado el comportamiento logarítmico de la curva presión-resistencia del sensor y la consiguiente distribución no lineal en el rango de utilización, para acondicionar la señal es necesario aplicar un circuito de linealización, que permite un comportamiento aceptablemente lineal de la señal del sensor.

1.3. Etapa de radiofrecuencia y codificación

Para implementar la etapa de radiofrecuencia se ha optado por utilizar módulos de circuitos emisor-receptor comerciales (TX 300) con diferentes frecuencias de portadora (una por pie). La transmisión es digital con modulación ASK y codificación de las señales de presión en anchura de pulso. Tienen una potencia de transmi-

sión de 2 mW (lo que corresponde a un alcance de 40 m). El límite de frecuencia para la moduladora es de 2 kHz con un consumo máximo de 5 mA, entradas compatibles CMOS-TTL y posibilidad de alimentación a 9 V

Para poder transmitir con este sistema, previamente se codifican las señales procedentes de los sensores, utilizando para ello el circuito codificador NE 5044 de Philips, simplificando notablemente la etapa de transmisión. Este circuito proporciona además un pulso de sincronismo para localizar el valor de la lectura del primer sensor y permite trabajar con tiempos muy reducidos, que permiten cumplir sobradamente la frecuencia de muestreo de 40 Hz.

1.4. Microcontrolador

Se encarga de convertir a un valor digital las señales correspondientes a ambos pies y combinarlas y transformarlas en una señal con formato RS 232.

1.5. Desarrollo Software

Las señales son recibidas en el PC y visualizadas en pantalla para su posterior procesamiento y/o almacenamiento. Todo el entorno de tratamiento de estos registros podológicos se ha programado en C++ y bajo el estándar gráfico Microsoft Windows 3.x, puesto que se pretende un entorno agradable y de fácil manejo incluso para personas no iniciadas (Figuras 2 y 3).

RESULTADOS: APLICACIONES Y VENTAJAS

Se desarrolla un dispositivo portátil y ligero (sujetado a la cintura) que capta las presiones plantares necesarias y que por radiofrecuencia transmite hacia un receptor, unido a un ordenador convencional

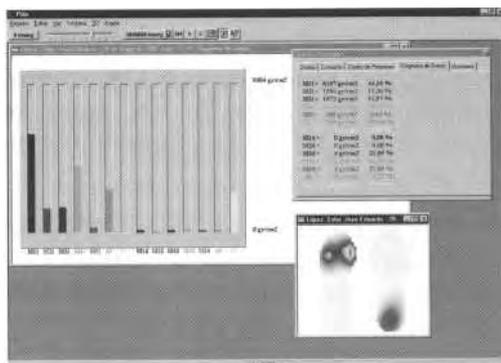


Fig. 2. Registro dinámico de la presión ejercida por cada metatarsiano.

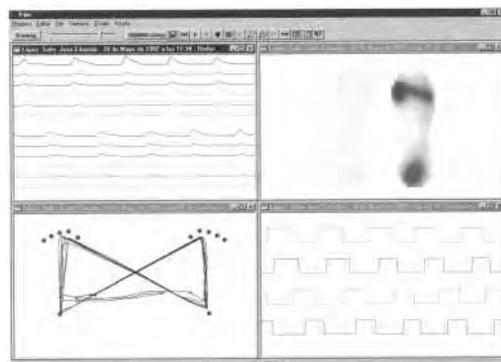


Fig. 3. Modos de visualización para el estudio de las presiones y el análisis de la marcha.

tipo PC, las señales capturadas. Estas señales se muestran en tiempo real en el ordenador, de forma que permite un estudio de la distribución de presiones en puntos específicos, previamente fijados mediante podoscopia electrónica y métodos convencionales. De esta forma, el especialista tiene un método objetivo de analizar la marcha, visualizar las diferentes patologías y valorar la evolución de los diferentes tratamientos, mientras el paciente efectúa los ejercicios, modos de carga, posiciones, etc., solicitados por el examinador, aspecto que no contemplan los sistemas habituales off-line

Se considera importante disponer de una herramienta como la que se desarrolla, puesto que no se conoce en el mercado

ningún dispositivo de este tipo y permite el análisis biomecánico de la marcha realizado sin condicionantes, consiguiendo:

1. *Procesamiento de la señal en tiempo real, sin limitación de tiempo de registro.*
2. *Una completa libertad de movimientos, sin limitación de espacio.*
3. *La adquisición de los centros de presión en la huella plantar, cuantificación de las fuerzas ejercidas y la distribución de la carga transmitida a nivel de las cabezas de los metatarsianos.*

Todo esto supone una mejora importante en el conocimiento científico y técnico del:

1. Estudio de la fisiología deportiva (Centros de Alto Rendimiento) y la fisiología del aparato locomotor (Departamentos de Ciencias Morfológicas y Biomecánica).
2. Análisis de los diferentes patrones de presiones plantares durante la marcha para obtener criterios de valoración clínica, permitiendo el estudio comparativo entre el patrón fisiológico y los patológicos, de aplicación en la práctica clínica (Traumatología y Ortopedia, Rehabilitación, Reumatología y Neurología).

3. Utilización en tratamientos de rehabilitación mediante procedimientos de bio feed-back.

4. Desarrollo técnico de equipos portátiles para el estudio de la marcha, que en un futuro puedan asociar registros electromiográficos.

BIBLIOGRAFÍA

- (1) BURUTARÁN, J. M.; BURUTARÁN, Y.: «Baropodometría: estudio y aplicaciones». XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 42, Oviedo 1994.

- (2) COLL, M. D.; PASARÍN, A.: «Valoración de la marcha del niño mediante baropodometría electrónica». XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 41, Oviedo 1994.
- (3) GARCÍA BARBERO; LÓPEZ LASERNA, J.; MÁRQUEZ LÓPEZ; GASCÓN VEGUIN; MARTÍN MUÑOZ: «Baropodometría estática y dinámica. Nuestra casuística». XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 36, Oviedo 1994.
- (4) GRAF, P. M.: «The EMED System of foot pressure analysis». Clin. Podiatr. Med. Surg., 10, 3: 445-454, 1993.
- (5) HENNIG, E.; STAATS, A.; ROSEBAUM, D.: «Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults». Foot Ankle, 15, 1: 35-40, 1994.
- (6) HUGHES, J.: «The clinical use of pedobarography». Acta Orthop. Belg., 59, 1: 10-15, 1993.
- (7) HUGHES, J.; PRATT, L.; LINCE, K.; CLARK, P.; KLENERMAN, L.: «Reliability of pressure measurements: the EMED F system». Clin. Biomech., 61: 14-18, 1991.
- (8) LIBOTTE, M.; ZYGAS, P.; GIUDICI, S.; NOEL, B.: «Podometrie electronique, deux annees d'experience: rapport preliminaire». Acta Orthop. Belg., 58, 4: 448-452, 1992.
- (9) LÓPEZ, J. E., PÉREZ GARCÍA, J. M., ORRITE, C.: «Redistribution orthoses for metatarsalgia treatment: design based on high resolution pedobarography». Med. Biol. Eng. Comput., 34, (1), 333-334, 1996.
- (10) PÉREZ GARCÍA, A. J. M.; LÓPEZ SOLER, J. E.; MARTÍNEZ VILLA, J.; ORRITE, C.; MARTÍNEZ ITURBE, A.; HERRERA RODRÍGUEZ, A.: «Podómetro electrónico PDS 93. Contribución a la baropodometría electrónica». Rev. Med. Cir. Pie, IX, 2: 51-59, 1995.
- (11) PÉREZ-GARCÍA, J. M., MARTÍNEZ, A., MARTÍNEZ, J., LÓPEZ, J. E., ORRITE, C., HERRERA, A.: «Plantillas de reequilibrio o de compensación. Aportación de la plataforma PDS 93 de alta resolución». Rev. Ortop. Traumatol., 40, 4: 332-335, 1996.
- (12) WOODLE, A. S.: «The PEL-38 Electronic Podometer for static and dynamic analysis of foot biomechanics». Clin. Podiatr. Med. Surg., 10, 3: 417-429, 1993.