

Sección I. Ortopedia y traumatología general

Sistema portátil de medición de presión plantar SpMp

Orlando Charry*, Carlos Duque**, Cadena E. L.,*** Jiménez B.,*** Parra L.F.***

Introducción

En el creciente interés del estudio de la marcha humana nos encontramos con una deficiencia en la valoración objetiva y cuantificable de las fuerzas plantares durante la marcha tanto normal como patológica. Se han desarrollado sistemas que intentan subsanar esta deficiencia para poder llevar un registro gráfico de las fuerzas plantares pero algunas no hacen evaluaciones subjetivas o con métodos que sólo valoran estáticamente el pie durante la marcha. Los autores buscan el diseño de un sistema que pueda de manera económica, sencilla, con el apoyo de la tecnología informática hacer posible la reproducción a nivel gráfico en pantallas la distribución de la presión plantar y así mismo poder hacer las interpretaciones del caso. Este trabajo presenta el diseño y la estandarización de una muestra de 76 casos, de un sistema de sensores plantares electrónicos que permiten el análisis dinámico computarizado de las fuerzas plantares del pie durante la marcha.

El diseño de un sistema portátil que permita el análisis dinámico de la marcha revoluciona el concepto de medida subjetiva y estática existente ofreciendo la posibilidad de estudiar objetivamente el comportamiento del pie normal y patológico.

El pie provee soporte, absorción del choque, balance, adaptación a las superficies irregulares, fuerza de despegue y dirección durante el apoyo y la marcha. El apoyo del pie se hace principalmente en 3 puntos: cabeza del primer metatarsiano, cabeza del quinto metatarsiano y talón.

Entre estos puntos se forman tres arcos: interno, externo y anterior por lo cual se han comparado con diversas estructuras como el trípode o las bases de una bóveda arquitectónica, (Figura 1). Esta bóveda se encuentra formada por arcos tanto longitudinales como trasversales⁷.

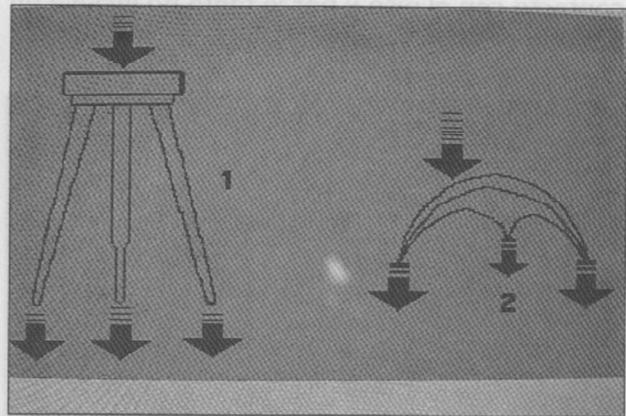


Fig. 1 Apoyo en tres puntos, que forman tres arcos.

El análisis biomecánico de los componentes del pie debe considerar sus funciones, como son las anotadas anteriormente: proveer soporte, absorción de choque, balanceo, adaptación a superficies irregulares y el poder de despegue y dirección durante el apoyo y la marcha. Un cambio en la biomecánica normal de una parte puede causar una alteración en la marcha o generar condiciones dolorosas dentro del pie. Adicionalmente la relación del pie y el cuello de pie con el alineamiento de la extremidad inferior puede contribuir a problemas proximales cuando se encuentra alterada⁵.

En la marcha normal el ciclo consiste de 2 fases: una de apoyo y otra de balanceo. La fase de apoyo ocurre cuando el pie entra en contacto con el piso desde el golpe de talón al despegue y constituye aproximadamente el 62% del ciclo de la marcha; la fase de balanceo ocurre cuando el pie

* Docente, departamento de Ortopedia, Universidad Nacional.

** Ortodopedista Universidad Nacional.

*** Ingenieros electrónicos, Universidad Antonio Nariño.

está en el aire desde el despegue hasta el siguiente golpe de talón constituyendo el 38% del ciclo de la marcha. La fase de apoyo incluye 3 intervalos: el período inicial de doble apoyo, el período intermedio y un segundo período de doble apoyo. El período inicial de doble apoyo desde el golpe de talón ipsilateral hasta el despegue contralateral constituye el 12% del ciclo de la marcha. El período intermedio de apoyo simple corresponde a la fase de balanceo del miembro contralateral (38% del ciclo de la marcha), el segundo período de doble apoyo ocurre desde el golpe de talón contralateral hasta el despegue ipsilateral (12% del ciclo de la marcha). La fase de apoyo incluye 3 intervalos: Del golpe de talón al apoyo completo (pie plano), y el despegue. (Figura 2). El ciclo del corredor tiene una fase flotante durante la cual ninguna extremidad está en contacto con el piso y por lo tanto no incluye un período de doble apoyo⁵.

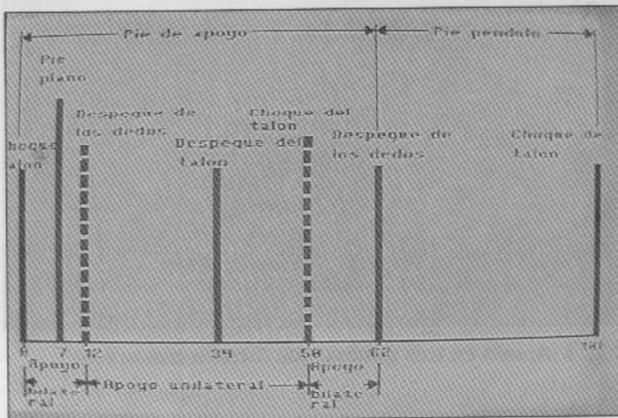


Fig. 2 Véase explicación en el texto.

La exploración clínica, debe tener presente que el pie forma parte de una unidad motora que comprende desde la pelvis hasta los dedos y que es además un órgano doble, por lo cual se puede comparar con el miembro contralateral. Se debe explorar en bipedestación observando los puntos de apoyo: talón, cabezas de los metatarsianos, pulpejos de los dedos y el borde externo, (Figura 3).

Para esto se han desarrollado sistemas que estudian los puntos de apoyo del pie como son la radiología, el podoscopio, medios conocidos por todos nosotros, y otros como el fotopodograma que toma papel fotográfico normal que se vela al sol, se pincela la planta del pie con revelador fotográfico dándonos la imagen del apoyo del pie en forma estática pero no dinámica. Para lograr

el estudio dinámico se han ideado diversos métodos como lo es la simple inspección en el consultorio observando caminar al paciente. Los métodos opticocinematográficos, grabando al paciente caminando desde diversos ángulos y luego reproduciendo la película lentamente. Son métodos de evaluación válidos, pero no aportan datos cuantificables sobre la presión del apoyo plantar.

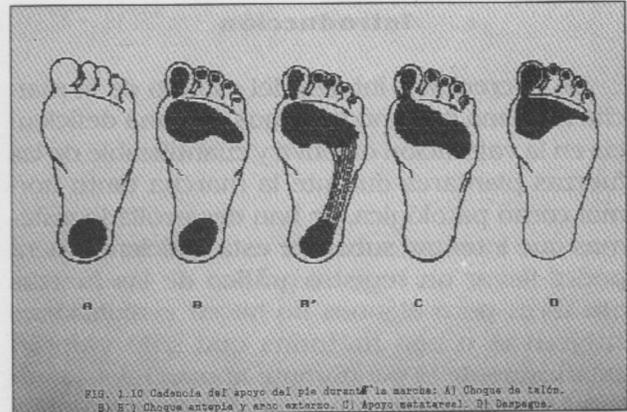


Fig. 3 Podograma mostrando la secuencia de los tres puntos de apoyo.

Queriendo lograr la medición de la presión del pie en forma activa encontramos los primeros estudios del contacto dinámico con el terreno que vienen desde el trabajo de Marey y Carlet en París durante el último cuarto del siglo XIX. Ellos usaron zapatos hechos con plantillas que llevaban aire en su interior y así cambiar los puntos de contacto según la presión ejercida por el pie. Posteriormente Spolek y Lippert en 1976 usaron un medidor de tensión montado en cruz, elemento tipo resorte bajo el antepié y el talón de cada zapato para medir la fuerza de reacción vertical y cizallante. Una característica de este sistema fue su capacidad para medir el torque axial. Su inconveniente fue la incomodidad ocasionada por su presencia dentro del zapato; intentando corregir esto se creó un dispositivo capaz de medir la fuerza vertical menos incomodo diseñado por Miyazaki e Iwakura en 1978 que utilizaba dos transductores de presión, uno para cada pie¹.

El electrodinigrama (EDG) es un sistema comercial que emplea un microprocesador para adquirir la presión entre el zapato y el pie desde siete localizaciones plantares. El EDG puede adquirir datos por 5 segundos de los 14 canales pero ha reportado una insuficiencia de retransmisión y

exactitud con una inherente variación de presión desde 100 hasta 200 %.

Un sistema umbilical para medir la fuerza de reacción vertical fue reportado por Ranu en 1986.

El sistema utiliza 8 sensores capacitivos los cuales están colocados en cada planta del pie. Podía almacenar hasta 16 KB de datos de pasos consecutivos durante un período de 20 segundos. Los sensores capacitivos (división aeroespacial de Hércules Cumberland, MD) son relativamente costosos, anchos y frágiles. El sistema comercial EMED (ELECTRÓNICA NOVEL, Minneapolis, MN)⁴. También usa sensores capacitivos para mediciones de presión y son costosos. Un sistema reciente de medición de presión en zapato, el F Scan (Tekscan, Boston, NA)^{3,6}; se desarrolló con 960 sensores resistivos por planta de pie. Las plantillas son de uso limitado a un máximo de 50 ciclos (pasos). En resumen, el libre caminar es imposible con tales sistemas que utilizan un cable umbilical para coleccionar los datos.

La utilización de los sensores revolucionaron estos sistemas abriendo un nuevo horizonte en la investigación de equipos para la medición de la presión plantar. Schwartz y Heath¹ fueron los pioneros en el uso de los sensores (pequeños discos sensibles a la presión, capaces de medir la fuerza de contacto del pie). Los de nueva generación, usados por Bawman y Bran¹, son sensores de un espesor de 1 mm con un área sensible de 1 cm cuadrado. Se conectan a un transductor que preamplifica convirtiendo los cambios en cambios en el voltaje. Se decidió utilizar estos sensores para crear un sistema económico, sencillo, que permita la valoración dinámica del apoyo del pie permitiendo la deambulación libre del paciente y así mismo poder colaborar en el estudio y diseño de calzado ortesis, prótesis según las diferentes patologías y aplicando las variaciones según los puntos de mayor y/o menor presión².

Materiales y métodos

Se utilizaron sensores tipo Intelink FSR 300 B FSR 302 B (SENSOR de presión de polímero conductivo) de 0,2" y 0,5" de diámetro, con un rango de operación logarítmica de 0 a 2 MPa. La Histeresis fue de 8% y la no repetitividad de 7% con una variación de temperatura de -0,5 grados a full escala. El rango de sensibilidad de fuerza

fue de 30 gr a 1,0 kg/cm² y el rango de sensibilidad a la presión de 0,03 a 10 kg/cm². La resistencia sin presión fue menor a 1 Mw sin afección de la sensibilidad ruido/vibración. Siete de estos sensores fueron montados en una plantilla prototipo talla 38-39, amplificados mediante un circuito tipo LM358 y convertido mediante un sistema análogo digital tipo ADC0816. Este sistema se llevó a un banco de memoria de 224 Kb con capacidad suficiente para almacenar los datos de 900 pasos durante 15 minutos a una frecuencia de 60 pasos por minuto, con la ayuda de un microcontrolador tipo 80 C 31. La fuente de energía interna fue una batería de 7.2 v y 1.500 mAh de cadmio y níquel. Para una adecuada visualización se utilizó una pantalla LCD tipo AND 491 de 16 caracteres en línea.

Se colocaron los sensores en unas plantillas talla 38-39 ubicándolos a nivel del grueso artejo, cabezas de metatarsianos y el talón en número total de 7, pudiendo ser utilizadas plantillas de tallas menores con sensores más pequeños como se observa en la Gráfica. (Figura 4). las cuales se conectaban al sistema SpMp recolector de datos (Figura 5). El SpMp permite la evaluación con el libre caminar del paciente sin necesidad de estar conectado a una fuente externa ya que la batería permite una autonomía de cuatro horas, (Figura 6).

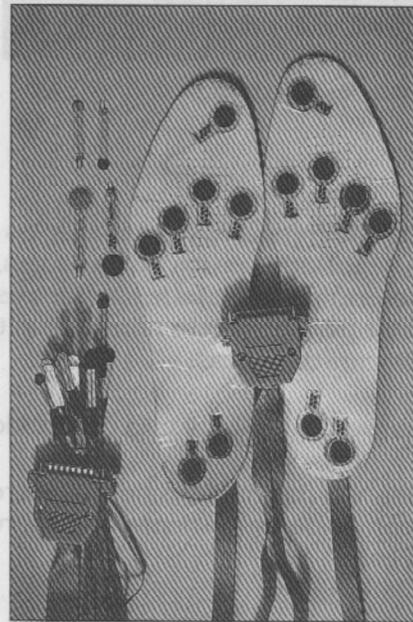


Fig. 4 Colocación de los sensores



Fig. 5 Recolector de datos.



Fig. 6 Evaluación con la marcha.

Resultados

Después de comparar y promediar los diferentes datos reportados en los 76 pacientes, se procedió a determinar la tabla de parámetros de presión plantar para un sujeto normal que tiene las siguientes características:

Peso entre 65 y 75 kg, y talla de calzado 38-39.

La tabla del patrón derecho e izquierdo comparada con la de un paciente se observa en la (Figura 7).

Con esta tabla se pudo determinar la escala a utilizar en la graficación y así se encontraron los instantes en los cuales el paciente analizado con

este equipo presenta variaciones en sus puntos de contacto de acuerdo a la mayor o menor presión. (Figura 8).

Proceso-estadístico (SpMp)

LOCALIZACIÓN	PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	PATRON DERECHO	PATRON IZQUIERDO
TALON-1	1032	593	850	670
CABEZA 1-METATARSALES	1197	1196	370	910
CABEZA 2-METATARSALES	678	1137	643	965
CABEZA 3-METATARSALES	963	1162	850	920
CABEZA 4-METATARSALES	642	746	710	890
TALON-1	725	1154	710	905
TALON-2	1169	783	910	870

Fig. 7 Tabla de patrones, véase texto.

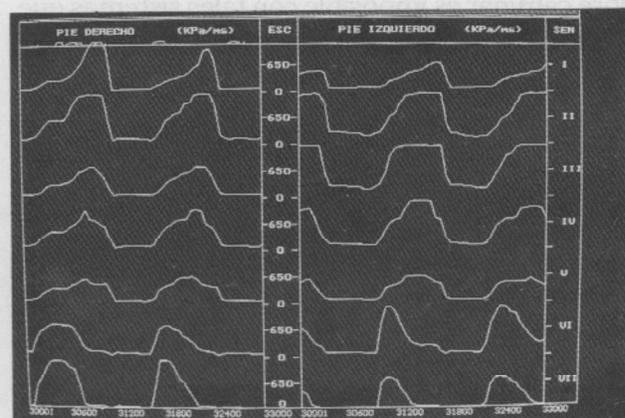


Fig. 8 Graficación comparativa, véase texto.

Discusión

El sistema SpMp es una herramienta que puede ser de utilidad para el estudio de las patologías del pie. Se requiere continuar con su desarrollo pero es un punto de partida para evaluar la presión del pie permitiendo una marcha libre del paciente. Los parámetros normales de presión plantar en los puntos analizados pueden depender de variables como el área del sensor, el peso, la talla del calzado, el estilo de marcha, el terreno en el cual se realiza el examen, y todo esto es evaluable en estudios adicionales. Un valor del SpMp es el de lograr integración entre la electrónica y los avances en computadores con la medicina prestándonos un gran apoyo en la investigación y evaluación de la marcha. Utilizando la

tabla de parámetros estándar se pueden realizar estudios más profundos con variables dependientes e independientes de acuerdo a cada factor a estudiar y de esta manera compararlos mediante un estudio analítico. La aplicación de la forma en que el pie apoya nos ayuda para el diseño y realización de calzado, ortesis y prótesis según las diferentes patologías individualizando a cada paciente. El ideal es un sensor que mida una multitud de puntos simultáneamente. En el momento se encuentran en experimentación equipos que pueden medir entre 900 y 1.000 puntos diferentes a un mismo tiempo.

Bibliografía

1. **Alexander Ian J., Chao Edmund., Johnson Kenneth.** The Assessment of Dynamic Foot-to-Ground Contact Forces and Plantar Pressure Distribution: A Review of the Evolution of Current Techniques and Clinical Applications. *Foot and ankle* / Vol 11, N° 3 December 1990, págs. 152-167.
2. **Chang An-Hsiung, Abu-Faraj Ziad, Harris Gerald F., Nery Joe, Shereff M. J.** Multistep Measurement of plantar pressure alterations using metatarsal pads. *Foot and ankle International*/ Vol 15 N° 12/ December 1994, págs. 654-660.
3. **Corbett Michael, Abramowitz Andrew, Fowble Coleman, Rask Bart, Whitelaw George.** In - Shoe Plantar Pressure Measurement of the First Metatarsophalangeal Joint in Asymptomatic Patients. *Foot and ankle* / Vol 14 N° 9/ November-December 1993, págs 520-524.
4. **Hughes J., Phil M., Clark P., Linge K., Klenerman L.** A Comparison of Two Studies of the Pressure Distribution under the Feet of Normal Subjects Using Different Equipment. *Foot and ankle* / Vol 14, N° 9 / November - December 1993, págs 514-519.
5. **Lutter Lowell., Mizel Mark., Pfeffer Glen.** Biomechanics of the foot and ankle *Foot and ankle Update* 1994, págs 1-19.
6. **Rose Nicholas, Feiwell L. A., Cracchiolo A.** A Method for Measuring Foot Pressures Using a High Resolution, Computerized Insole Sensor: The Effect of Heel Wedges on Plantar Pressure Distribution and Center of Force. *Foot and ankle* / Vol 13 N° 5 / June 1992, págs 263-270.
7. **Vilodot Perice.** Diez lecciones sobre patología del pie. Ediciones Toray. S.A. Barcelona 1979.