

Dispositivo para medir la distribución de presión en el encaje de prótesis para amputación parcial de pie

Michélin Álvarez-Camacho,* José Luis Urrusti,** María del Carmen Acero,***
Carlos Galván Duque-Gastelum,* Gerardo Rodríguez-Reyes,* Felipe Mendoza-Cruz*

*Laboratorio de Ortesis y Prótesis, Instituto Nacional de Rehabilitación.

Programa de Ingeniería Biomédica, *Maestría en Gestión de Innovación Tecnológica, Universidad Iberoamericana.

Device to assess in-socket pressure distribution for partial foot amputation

ABSTRACT

*A device for dynamic acquisition and distribution analysis of in-socket pressure for patients with partial foot amputation is presented in this work. By using the developed system, we measured and generated pressure distribution graphs, obtained maximal pressure, and calculated pressure-time integral (PTI) of three subjects with partial foot amputation and of a group of Healthy subjects (Hs) ($n = 10$). Average maximal pressure in the healthy group was 19.4 ± 4.11 PSI, while for the three amputated patients, this was 27.8 ± 1.38 , 17.6 ± 1.15 , 29.10 ± 3.9 PSI, respectively. Maximal pressure-time integral for healthy subjects was 11.56 ± 2.83 PSI*s, and for study subjects was 19.54 ± 1.9 , 12.35 ± 1.48 , and 13.17 ± 1.31 PSI*s, respectively. The results of the control group agree with those previously reported in the literature. The pressure distribution pattern showed clear differences between study subjects and those of the control group; these graphs allowed us to identify the pressure in regions-of-interest that could be critical, such as surgical scars. The system presented in this work will aid to assess the effectiveness with which prosthetic systems distribute load, given that the formation of ulcers is highly linked to the pressure exercised at the point of contact; in addition, these results will help to investigate the comfort perception of the prosthesis, a factor directly influenced by the stump's pressure distribution.*

Key words. Lisfranc amputation. Pressure ulcer. Prothesis. Plantar pressure assessment.

INTRODUCCIÓN

En pacientes con diabetes los problemas en los pies son la principal causa de ingreso hospitalario en el mundo.¹ Las úlceras por presión son un pre-

RESUMEN

En este trabajo se presenta un dispositivo para adquisición dinámica y análisis de la distribución de presión en la interfaz muñón-encaje de pacientes con amputación parcial de pie. Utilizando el sistema desarrollado se midió y generaron gráficas de distribución de presión, se obtuvo la presión máxima, y se calculó la integral presión tiempo de tres sujetos con amputación parcial de pie y de un grupo de sujetos sanos ($n = 10$). El valor máximo promedio de presión en el grupo sano fue de 19.4 ± 4.11 PSI, y para los sujetos amputados de 27.8 ± 1.38 PSI, 17.6 ± 1.15 PSI y 29.10 ± 3.9 PSI. El valor máximo de la integral presión tiempo para sujetos sanos fue de 11.56 ± 2.83 PSI*s, y para los sujetos de estudio de 19.54 ± 1.9 PSI*s, 12.35 ± 1.48 PSI*s y 13.17 ± 1.31 PSI*s. Los resultados del grupo control concuerdan con los reportados previamente en la literatura. El patrón de distribución de presión mostró claras diferencias entre los sujetos de estudio y el grupo control; dichas gráficas permiten identificar la presión en regiones de interés que podrían ser críticas, como cicatrices quirúrgicas. El sistema presentado en este trabajo ayudará a evaluar la eficacia con la que distintos sistemas protésicos distribuyen la carga, puesto que la formación de úlceras por presión está ligada en gran medida a la presión ejercida en un punto de contacto, y ayudará además a investigar la percepción de comodidad de una prótesis, que es un factor directamente influenciado por la distribución de presión en el muñón.

Palabras clave. Amputación Lisfranc. Úlcera por presión. Prótesis. Presión plantar.

cursor importante de amputación y se ha calculado que después de una úlcera 32.7% de los pacientes no se recupera.²

Cuando una amputación es inevitable, las amputaciones menores de miembro inferior son elegidas

como opción para conservar la funcionalidad del miembro remanente. La amputación parcial de pie ofrece algunas ventajas sobre amputaciones de tibia o fémur, pues permite la descarga directa de peso en el pie residual, lo que ayuda a preservar independencia en traslados, así como movilidad dentro de casa y baño.³

Las amputaciones parciales de pie comprenden desde la amputación de ortijos, la transmetatarsiana, la tarso metatarsiana o nivel Lisfranc, hasta la desarticulación mediotarsiana o nivel chopart. En años recientes ha aumentado su éxito terapéutico gracias a la mejora en técnicas quirúrgicas y anti-bióticos.⁴

En pacientes que han sido sometidos a una amputación parcial de pie por causas vasculares, existe predisposición para una nueva amputación, siendo los puntos de alta presión el motivo más importante.⁵ Se estima que de 9 a 20% de las personas que han requerido una amputación podrían sufrir otra en los siguientes 12 meses;⁶ por lo que seleccionar, diseñar y ajustar una prótesis para amputación parcial de pie es una tarea importante que debe cubrir varios objetivos al mismo tiempo. Entre los principales puntos a considerar se encuentran ocupar los espacios del zapato, distribuir las cargas aplicadas al muñón en áreas mayores de contacto, además de mantener la función y estabilidad del paciente.⁷

Para evaluar el efecto del diseño e implementación de un sistema protésico se han utilizado herramientas como estudios de marcha⁸ y medición del avance del centro de carga de la prótesis.^{9,10} Sin embargo, son muy pocos los estudios donde se ha evaluado la presión entre el muñón y la prótesis, y las investigaciones se han enfocado sólo en describir la presión pico en la región distal del muñón.¹⁰⁻¹² Esto es lo contrario a lo que sucede para evaluar el pie completo, pues existe una gran cantidad de estudios sobre prevención de úlceras por presión, donde la medición de la distribución de presión es uno de los principales métodos para evaluar si una intervención es efectiva.¹³⁻²⁵

La falta de estudios que describen la distribución de presión en amputación parcial de pie puede deberse a que existen varios retos para interpretar los datos. En primer lugar no existe un umbral de presión que indique ulceración.^{19,26} Además, las diferentes regiones del pie pueden tener distintos umbrales de presión, y éstos pueden variar dependiendo del estado del tejido.^{27,28} Por otra parte, los equipos de medición están diseñados para utilizarse entre un pie sano y un calzado con el interior relativamente plano, y no en la interface muñón-sistema

protésico, que presenta una topología compleja.^{10,16} Por otro lado, los valores numéricos de presión reportados en la literatura no pueden compararse fácilmente entre distintos equipos, pues el procesamiento de datos es específico para cada uno.^{18,19,29} Otro factor importante es la relación entre la magnitud de la presión y el tiempo de aplicación (integral presión tiempo), esta variable ha sido escasamente reportada o ha sido calculada erróneamente por algunos equipos.^{30,31}

A pesar de estas desventajas, la recomendación clínica de realizar estudios biomecánicos para valorar la nueva distribución de presiones plantares, al momento de realizar cualquier tratamiento sustitutivo,²⁹ se realiza en la práctica de los laboratorios de ortesis y prótesis, a través de la fabricación de encajes transparentes en termoplásticos como polycarbonatos, con los que se evalúa visualmente el ajuste. Desafortunadamente el ajuste estático no predice el esfuerzo una vez que se realiza la marcha,^{28,32} por lo que se han realizado varios intentos para medir y desplegar la presión entre el muñón y su encaje protésico como una herramienta para mejorar el ajuste, principalmente en amputaciones transtibiales.³³⁻³⁶

Ante la necesidad de una herramienta de medición sencilla que cumpla con el objetivo de generar información acerca de la redistribución de carga en el muñón, que pueda utilizarse como auxiliar en el proceso de diseño y ajuste de sistemas protésicos, se decidió implementar un sistema de medición. En este trabajo se presentan los resultados de la implementación del sistema y de la evaluación de la distribución de carga a lo largo del pie residual de un grupo de pacientes con amputación nivel Lisfranc, transmetatarsiano y de un grupo de sujetos sanos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sistema de medición de presión

Se integró un sistema de medición para utilizarse en la interfaz muñón-prótesis.³⁷ El sistema está compuesto por un conjunto de sensores de presión independientes Tactilus Free Form (Sensor Products, Inc., EU), diseñados para hacer mediciones en topografías curvas, funcionan con base en principio resistivo y tienen un grosor de 0.25 mm; se utilizaron sensores de 8 mm de diámetro y rango de presión de 150 PSI.

La adquisición de las señales se realizó con un circuito electrónico para el acondicionamiento de las señales y de conversión analógico-

digital HUB Tactilus (Sensor Products, Inc., EU), con frecuencia de muestreo de 20 Hz y 32 canales. El sistema de adquisición (SAD) se conectó a una Computadora para adquisición (CA), mini computadora portátil Acer (Aspire One), desde donde se ejecutan los programas para la toma de datos de presión. La CA cuenta con una batería para alimentar el hardware del SAD, cuya duración en funcionamiento es de 1.5 h. La CA y el SAD se colocaron dentro de una mochila deportiva ajustable. La conexión de los sensores al SAD se hizo a través de cables blindados de 150 cm de largo.

Se implementó un sistema de comunicación inalámbrica entre el sistema de adquisición (CA) y una computadora de control (CC) de escritorio. Se configuró una red *ad hoc* inalámbrica de equipo a equipo y se utilizó el programa Ultra VNC para manejar la CA a través de un escritorio remoto para no intervenir con los movimientos de los sujetos de estudio.

Calibración

Los sensores fueron calibrados por el fabricante y se entregaron con un archivo de calibración para cada uno. Se realizaron dos pruebas de banco de calibración estática para cada sensor. Se aplicó presión a los sensores con el sistema para calibración de plantillas F-Scan (Tekscan PB100E), con un rango de presión de 0 a 100 PSI. Se tomaron 20 puntos diferentes de presiones, tanto en forma ascendente como en forma descendente, con cambios de 5 y 10 PSI entre cada punto, respectivamente. Se utilizó el método de mínimos cuadrados para calcular el rango de imprecisión, que se definió como dos desviaciones estándar.

Se seleccionaron 20 sensores con imprecisión menor a 15 PSI para ser utilizados durante la medición. El límite se estableció a partir de estudios publicados sobre la distribución y disminución de presiones a lo largo de la planta del pie utilizando plantillas y calzado especial.¹³

Sujetos

Se reclutaron dos grupos de sujetos para realizar una evaluación de la distribución de presión, tres sujetos con amputación parcial de pie (PS, PD y PE) y diez sujetos sanos (Ss) no amputados como control. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado y el protocolo fue aprobado por el Comité de Investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación. Los sujetos amputados se reclutaron del Servicio de Rehabilitación de Amputados, se incluyeron pacientes con amputación transmetatarsiana y Lisfranc, capaces de realizar marcha sin el uso de ayudas y sin la presencia de úlceras por presión en el muñón; las características de los pacientes se presentan en el cuadro 1. El grupo control se integró con estudiantes voluntarios de la Universidad Iberoamericana, participaron cinco hombres y cinco mujeres, edad 22 ($\pm$ 2.1 años), peso 70 ($\pm$ 8.2 kg), talla 169 ($\pm$ 3.6 cm).

Protocolo de medición

Se utilizaron diez sensores de presión para cada medición. Los sensores fueron localizados en diez puntos equivalentes de la anatomía normal y de la anatomía de los pacientes amputados (Figura 1):

- Talón lateral (A).
- Talón medial (B).
- Mediopié lateral (D).
- Mediopié central (E).
- Mediopié medial (F).
- Cabeza de quinto metatarsiano o región distal lateral del muñón (G).
- Cabeza de tercer metatarsiano o región distal central del muñón (H).
- Cabeza de primer metatarsiano o región distal medial del muñón (I).
- Entre el primero y segundo orjejo (O).
- Región lateral lateral (LL).

En el caso del sujeto PD se decidió agregar un sensor en la región distal del muñón, ya que el

Cuadro 1. Pacientes participantes en el experimento.

Sujeto	Nivel de amputación	Origen de la amputación	Género	Edad (años)	Estatura (m)	Peso (kg)	Años desde la amputación
PE	Transmetatarsiano	Metabólico	F	49	160	85	1
PD	Lisfranc	Congénito	F	39	162	78	39
PS	Lisfranc	Traumático	M	30	170	81	4

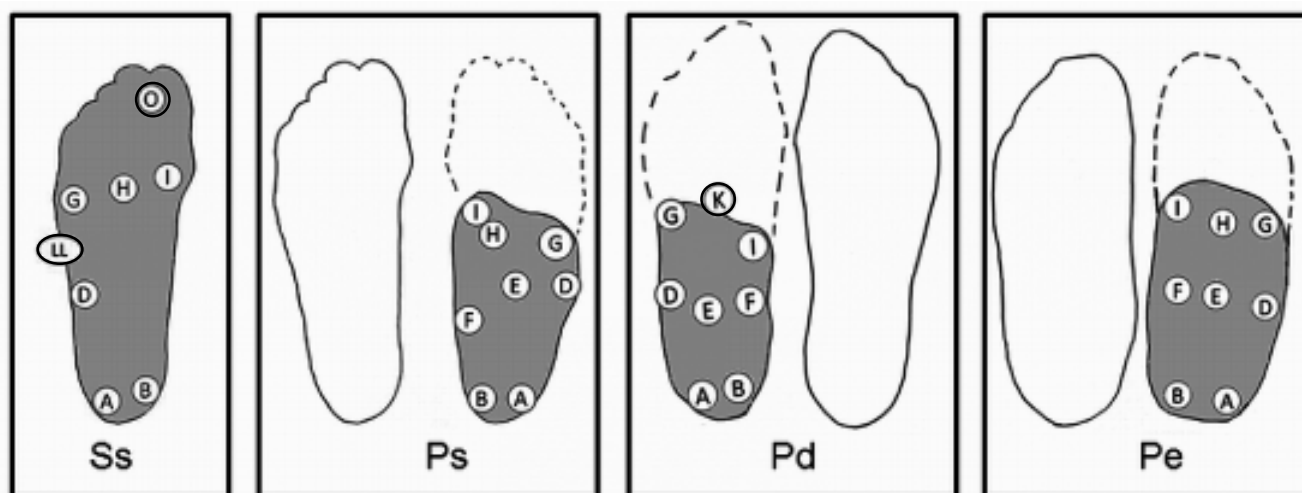


Figura 1. Localización de sensores de presión. **A.** Talón lateral. **B.** Talón medial. **D.** Medio pie lateral. **E.** Mediopie central. **F.** Mediopie medial. **G.** Cabeza quinto metatarsiano. **H.** Cabeza tercer metatarsiano. **I.** Cabeza primer metatarsiano. **O.** Entre el primero y segundo orjejo. **LL.** Región lateral lateral. **K.** Región distal.

paciente refirió una ligera molestia en la zona (K). Los sensores se fijaron utilizando cinta microporo y polímero autoadherible.

Los sujetos sanos se colocaron un calcetín y su calzado. Los pacientes se colocaron un calcetín, su sistema protésico y su calzado. Todos los pacientes usaron una ortoprésis que fue fabricada en el Laboratorio de Ortesis y Prótesis del Instituto, tres meses previos a la prueba, usando la misma técnica. La ortoprésis consistió en un socket de espuma termoplástica, piel y celastec, con antepie cosmético de espuma de poliuretano, una suela de cuero con refuerzo de polipropileno, corcho como relleno entre el socket y la suela, y cubierta de piel. Todos los sujetos utilizaron calzado de piso, no deportivo, con altura de tacón entre 2 y 2.5 cm.

A cada sujeto se le pidió realizar marcha en línea recta, a velocidad confortable, en un pasillo de 22 m de largo por cinco de ancho. Se esperaron 5 min antes de iniciar la adquisición de datos para permitir que el sujeto se habituara al sistema. Se adquirieron datos de presión durante una serie de 16 pasos ininterrumpidos en línea recta. Se pidió al paciente dar la vuelta y se repitió la prueba con el mismo número de pasos.

Procesamiento

El procesamiento se realizó utilizando un software desarrollado en MatLab (Mathworks, EEUU, VR2009) y descrito en Álvarez, *et al.* (2011),³⁸ en la figura 2 se presenta un diagrama a bloques del programa. Cada estudio se segmentó en zancadas to-

mando como referencia para el inicio de la zancada la señal medida por el sensor A, en el talón. Para generar el segmento de señal, el programa aplica a la señal de referencia un filtro Butterworth pasa-bandas de cuarto orden, con frecuencia de corte de 0.25 Hz-6 Hz.³⁹ Posteriormente se eliminan los valores menores de cero y se detectan los puntos de inflexión cuando la pendiente es negativa, que identifica el evento de inicio de zancada. A partir de estos puntos se genera un vector de referencia, que se sumó a la señal para indicar los puntos donde puede segmentarse.

Para el análisis se utilizaron únicamente los valores de las zancadas 4 a 14. La señal de cada zancada se remuestreó para normalizarla a 100% del ciclo de marcha, y se realizó una promediación punto a punto de las diez zancadas adquiridas para obtener un segmento promedio. Este procedimiento se realizó para cada una de las señales provenientes de los sensores usados en cada estudio.

Con el propósito de mantener lo mejor posible los rasgos propios de las señales de presión en cada punto de medición, y dado que la promediación de señales tiene un efecto de filtrado pasabajas,⁴⁰ no se aplicó otro filtro digital a las señales, ni antes ni después de promediar. Para el grupo de sujetos sanos, los datos obtenidos de todas las pruebas fueron promediados para generar una zancada promedio del grupo.

RESULTADOS

El sistema integrado fue capaz de calcular y desplegar la distribución de presión entre el muñón y

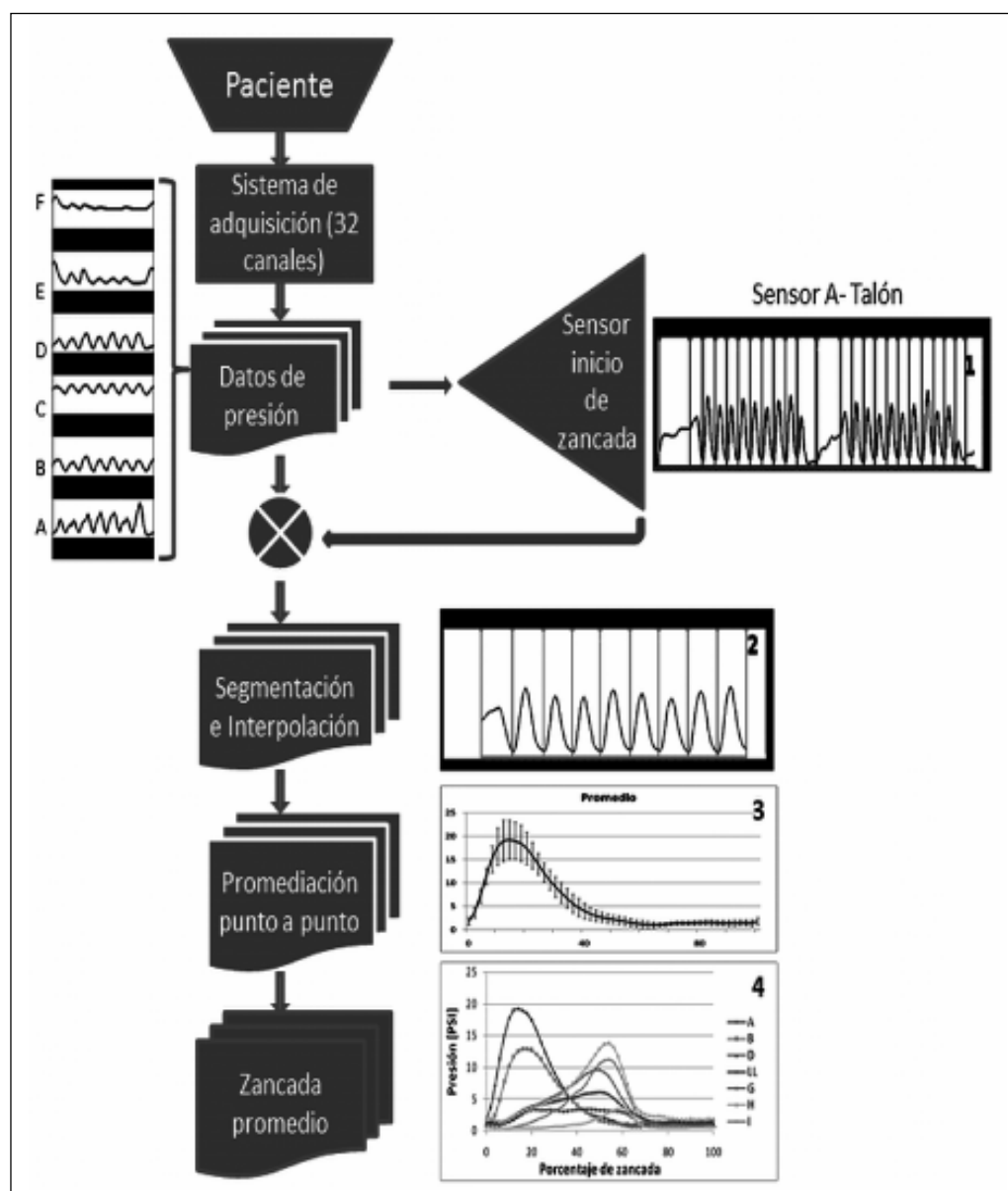


Figura 2. Diagrama a bloques del programa para procesamiento de la señal de presión. Los datos adquiridos por cada sensor son segmentados en zancadas y se calcula el promedio de 10 zancadas de interés. 1. Señal del sensor A (referencia) con el vector de referencia que indica el inicio de zancada. 2. Segmento de interés para el sensor B, dividido en zancadas. 3. Posterior a la interpolación, el número de muestras es igual para cada zancada y se obtiene el promedio punto a punto de los valores de diez zancadas, se muestra el intervalo de confianza de 95% para el sensor B. 4. Gráfica de la media de los sensores utilizados en un estudio.

una ortoprótesis, además de la presión pico y la integral presión-tiempo. La magnitud de los valores de presión obtenida para el grupo de pacientes sanos fue consistente con la reportada previamente en la literatura.^{14,16} Los resultados de zancada normalizada obtenida del grupo de sujetos sanos (Ss) se muestran en la figura 3. En la figura 3A es posible distinguir claramente la fase de apoyo y la fase de balanceo, además del patrón característico en forma de mariposa que representa la distribución de presión entre la región del talón y del antepié.

Las curvas de presión de cada zona del pie se presentan en detalle en la figura 3B. La distribución de

presión en la fase de apoyo inicia en el retropié, los valores de presión de los sensores A y B se incrementan cuando el talón recibe la carga en la subfase inicial de apoyo.

Una vez que el pie completo está en contacto con el piso el pico de presión es registrado secuencialmente por los sensores D y LL, localizados en el mediopié, y por los sensores G, H, I y O localizados en el antepié. Durante esta Subfase de Apoyo Medio los valores máximos de presión disminuyen debido a que la carga se distribuye en toda la superficie plantar.

Cuando el talón se levanta del piso, el valor de los sensores A y B se hacen cero y los valores de los

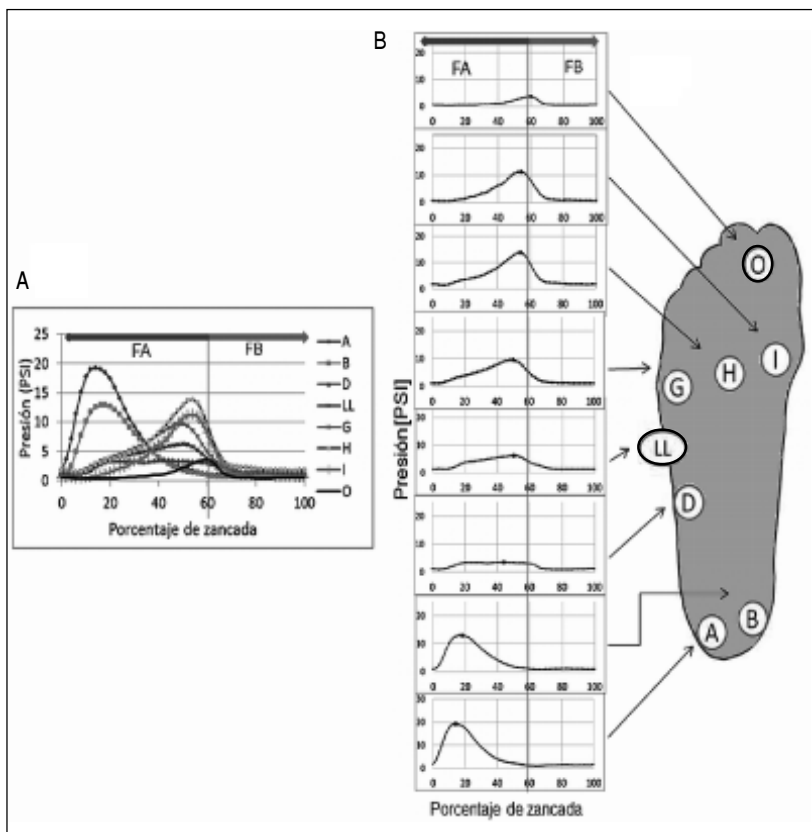


Figura 3. Patrón de presión obtenido a partir de los datos de cien zancadas (diez zancadas de diez sujetos sanos). FA: fase de apoyo. FB: fase de balanceo.

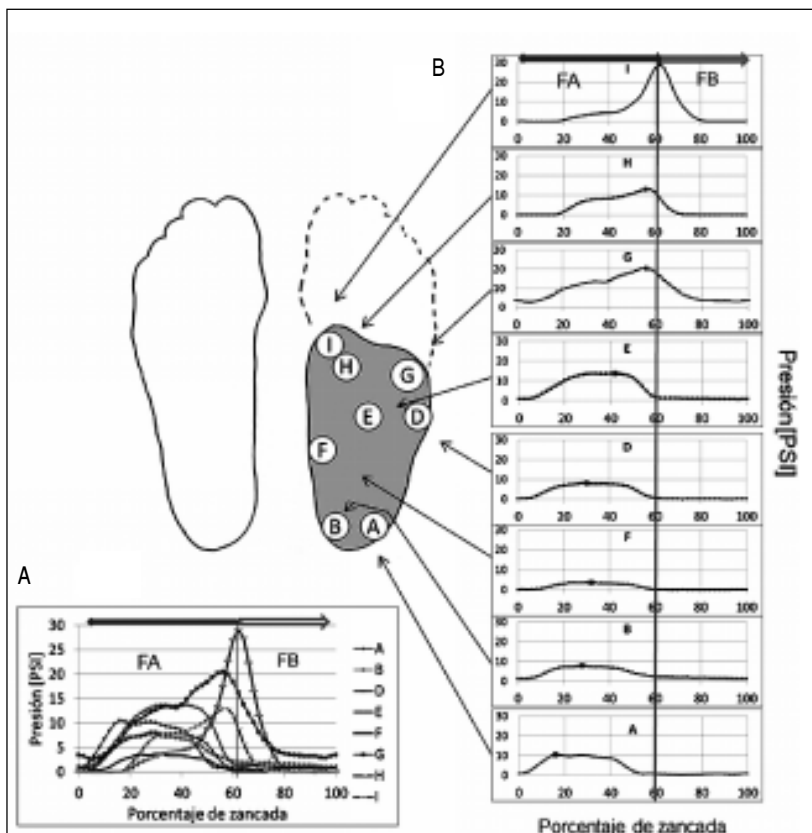


Figura 4. A. Patrón de presión medido en cada sensor en el sujeto PS, se presenta la media de una serie de diez pasos con respecto al porcentaje de la zancada. B. Detalle de presión medida por cada sensor. FA: fase de apoyo. FB: fase de balanceo.

sensores localizados en el antepie G, H e I alcanzan su punto máximo. La salida se caracteriza por la fuerza ejercida por los ortijos hacia el piso para dar el impulso final, el incremento en la presión medido en el sensor O marca este punto. Los valores de todos los sensores regresan a cero cuando el pie se encuentra en el aire en la fase de balanceo. En la figura 3 no se muestran las gráficas de los sensores E y F debido a que los valores medidos fueron cero para todos los sujetos.

La figura 4 muestra los resultados obtenidos en el paciente PS, con amputación nivel Lisfranc. El patrón de distribución de presión (Figura 4A) no muestra el primer incremento de presión típico al inicio de la zancada en el retropie, aunque sí lo muestra al final de la misma en el tercio distal. Las curvas de presión por zona (Figura 4B) muestran que comparado con los datos obtenidos del grupo de sujetos sanos (Figura 3), la presión en los sensores A y B fue menor y el tiempo que permaneció activado fue mayor. Debido a que los sensores D, E y F se incrementaron al mismo tiempo que los sensores A y B, la superficie plantar del muñón de los tercios distal y medio, realizaron contacto con el piso casi al mismo tiempo. Una vez que toda la superficie plantar estuvo en contacto con el piso, soportada principalmente por el tercio medio del muñón, la carga se transfirió hacia el tercio distal y se realizó el impulso final, marcado por el incremento en el valor medido por los sensores G, H e I. En este punto el talón se levantó del piso y los valores de los sensores A y B regresaron a cero. Es importante observar que el valor máximo de I se presenta en 60% de la zancada, lo que coincidió con la duración de la fase de apoyo de los sujetos sanos.

La figura 5 muestra los datos de presión del segundo sujeto, PD, con amputación Lisfranc. El patrón de la distribución de presión mostrado en la figura 5A tiene forma trapezoidal. En este sujeto, la curva de presión por cada zona muestra que los sensores A, B, D, E, G, I y K se activan prácticamente al mismo tiempo, por lo que toda la superficie plantar y no únicamente el talón, entra en contacto con el piso al mismo tiempo en la fase inicial de apoyo.

La amplitud de los sensores A y B es similar a la observada en el grupo de sujetos sanos y se mantienen los niveles de presión durante toda la zancada. Los sensores D y E, a diferencia del grupo de sujetos sanos, presenta el nivel de presión más alto medido en la superficie del muñón a lo largo de la zancada, a pesar de que toda la superficie del muñón se encuentra apoyada en el piso.

Prácticamente todos los sensores permanecen activos hasta la parte final de la fase de apoyo, en este punto la carga se traslada ligeramente hacia el tercio distal y los sensores G, I y K alcanzan su pico máximo de presión. El talón se levanta del piso y el tercio medio sigue registrando presión hasta que finaliza el impulso de salida.

En comparación con el sujeto de estudio anterior, la presión máxima medida por los sensores G, I y K es de menor magnitud. El sensor G localizado en la región plantar-lateral registra la máxima presión en la zona durante el impulso final, el cual sucede en 60% del porcentaje de zancada. Después del impulso de salida todos los sensores vuelven a cero durante la fase de balanceo.

La figura 6 muestra los resultados obtenidos en el paciente PE, con amputación parcial de pie a nivel transmetatarsiano. Comparado con los datos obtenidos del sujeto sano, la presión máxima medida en los sensores A, B es de menor amplitud y los sensores permanecen activos durante toda la fase de apoyo. En este sujeto, el inicio en el apoyo no se hace únicamente en el talón, sino en toda la superficie plantar del muñón, activando todos los sensores al mismo tiempo. El sensor E registra el pico máximo de presión en toda la zancada. En este paciente no se aprecia un incremento de presión en la región distal durante el final de la fase de apoyo, por lo que la superficie plantar se levanta del suelo al mismo tiempo y prácticamente todos los sensores regresan a cero después de 60% del porcentaje de zancada.

El promedio de la presión pico y la integral presión tiempo obtenida en diez pasos de cada sujeto de estudio y la obtenida del grupo de sujetos sanos ($n = 10$) fue de 19.4 ± 4.11 PSI y 11.56 ± 2.83 PSI*s. Las figuras 7 y 8 muestran la considerable variabilidad en la distribución de la presión entre sujetos amputados y el grupo de sujetos sanos, y entre los sujetos amputados entre sí. En general, en los sujetos amputados se registró mayor presión pico en la región media del muñón, comparada con el grupo de sujetos sanos, donde en esta zona la presión fue cero. La máxima presión pico en el grupo de sujetos sanos se registró en el talón (Figura 7A). El sujeto PS presentó la máxima presión en el sensor I (distal medial) con 29.10 ± 3.9 PSI y la máxima integral presión tiempo en el sensor G (distal lateral) con un valor de 13.17 ± 1.31 PSI*s. Los otros dos sujetos amputados PD y PE coincidieron en presentar la mayor presión pico y la mayor integral presión tiempo en el sensor E (tercio medio, central) con 27.8 ± 1.38 PSI y 19.54 ± 1.9

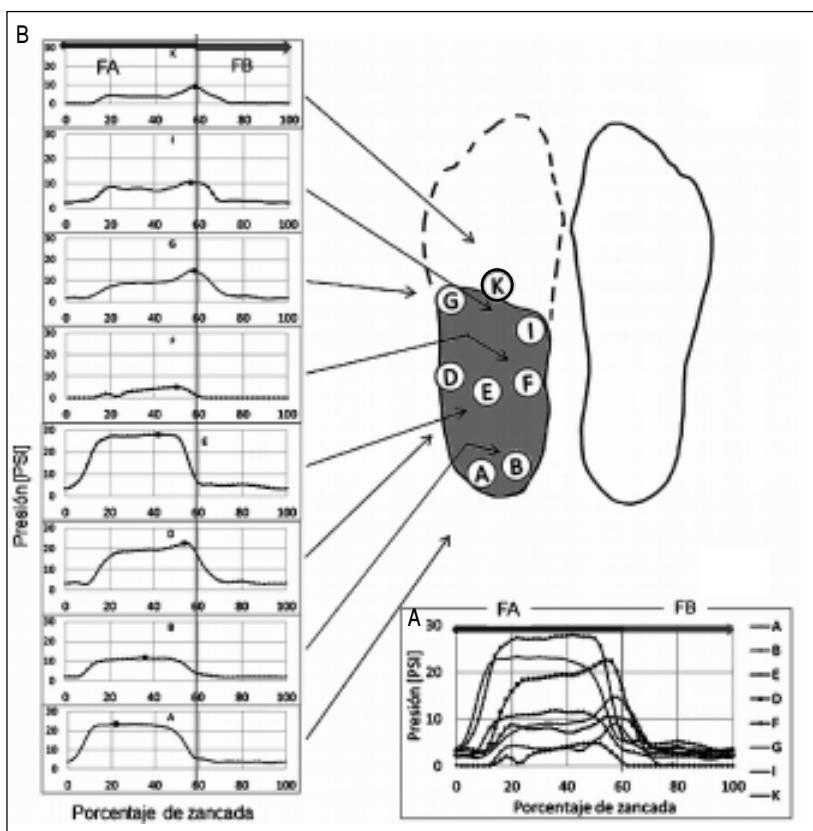


Figura 5. A. Patrón de distribución de presión. B. Valores de presión medidos en cada uno de los sensores colocados en el muñón del sujeto PD, los valores representan la media de diez pasos. La amputación de este paciente es de origen congénito. FA: fase de apoyo. FB: fase de balanceo.

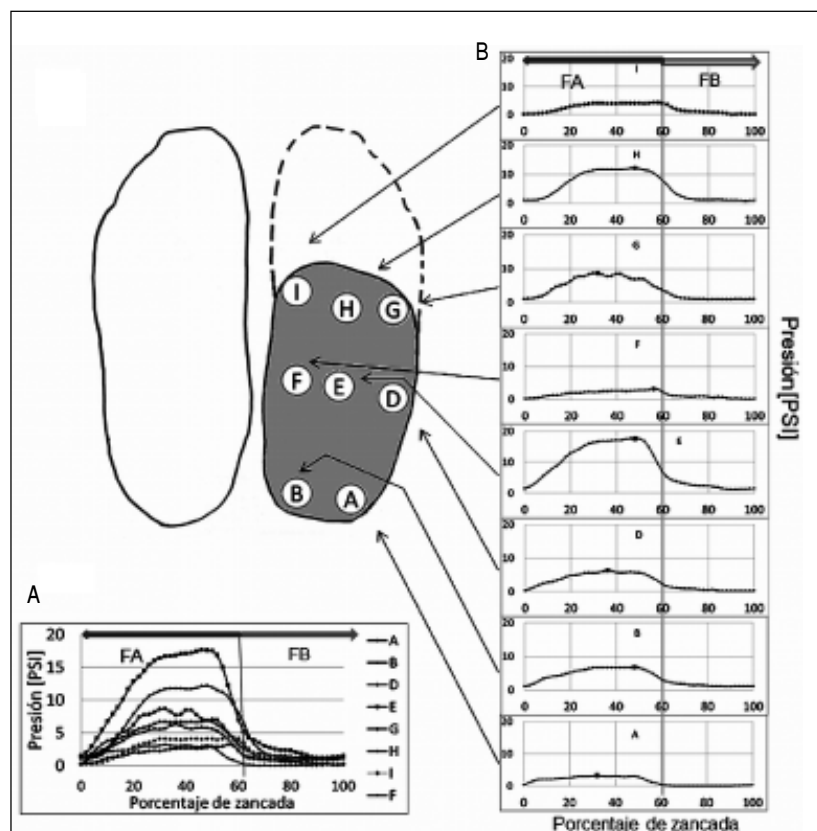


Figura 6. A. Distribución de presión en el sujeto PE. B. Patrón de presión para cada sensor obtenido a partir de diez zancadas. FA: fase de apoyo. FB: fase de balanceo.

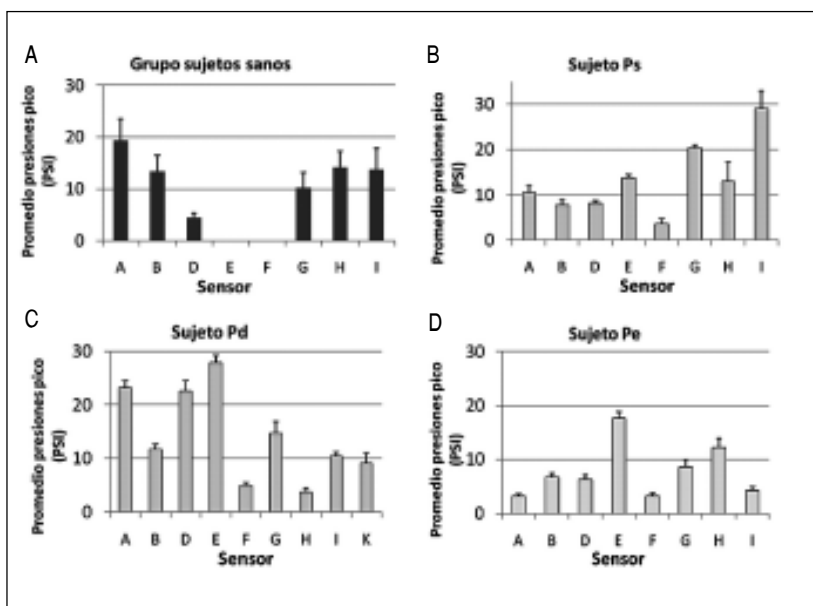


Figura 7. Promedio de presión pico para el grupo de sujetos sanos y para cada uno de los sujetos de estudio.

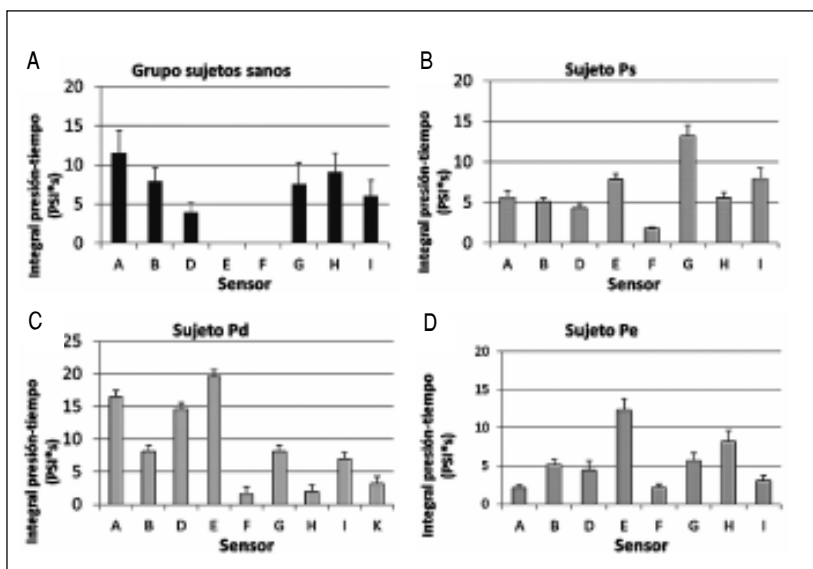


Figura 8. Integral presión tiempo para el grupo de sujetos sanos y para cada uno de los sujetos de estudio.

PSI*s, y 17.6 ± 1.15 27 PSI y 12.35 ± 1.48 PSI*s, respectivamente.

DISCUSIÓN

En este trabajo se presenta un dispositivo para evaluar la distribución de presiones en sujetos con amputación parcial de pie. El equipo integrado permitió adquirir y analizar datos de distribución de presión a lo largo de la superficie del muñón, y es lo suficientemente flexible para medir presiones en las zonas de mayor interés. Estos datos podrán ser utilizados en el

proceso de diseño de sistemas protésicos para liberar áreas críticas como cicatrices quirúrgicas y redistribuir la presión hacia áreas con capacidad de carga para evitar el desarrollo de úlceras por presión.

Los valores de la presión máxima y la integral presión tiempo máximo de los sujetos amputados se encuentran dentro del rango del grupo de sujetos sanos; una consideración importante en este estudio es que se eligió una población sin antecedentes de úlceras por presión. Por otro lado, el patrón de presión muestra que la carga se encuentra presente en el muñón de 0 a 60% de la zancada, similar al patrón

observado en el grupo de sujetos sanos; sin embargo, la progresión no es uniforme de la región distal a la proximal.

En los resultados del paciente PS puede observarse que el tercio medio y el tercio distal son las zonas con los valores de presión más altos y por mayor tiempo. El tercio proximal no tiene la presión de entrada que existiría en la marcha típica. Este patrón es muy similar al reportado por Lavery, *et al.*,¹¹ en una población con amputación del primer ortejo.

El caso del paciente PD muestra una clara distribución de presión en el tercio proximal y medio, siendo este último el que presenta el mayor valor registrado. De los sujetos considerados para el estudio, los resultados de este paciente tienen el mayor acercamiento con la marcha típica de un sujeto sano que aplica una importante carga en el tercio proximal durante el choque de talón.¹⁴ También pudo observarse que la presión máxima y la integral presión tiempo en la zona donde el sujeto refirió molestia, sensor (K), no arrojó un valor máximo importante que pudiera alertar sobre modificaciones en el sistema protésico.

En el caso del paciente PE se puede observar que los mayores valores de presión se encuentran en el tercio medio. Mientras los tercios proximal y distal no presentan picos importantes de presión.

Estos datos sugieren que la condición de amputación sí modifica la distribución de la presión pico respecto al comportamiento de un sujeto sano. La variación en respuestas de distribución de presión puede atribuirse a diversos factores, como la etiología de la condición y la fisiología del muñón, así como el tiempo desde la amputación, periodo de aprendizaje o adaptación a la condición.

Para el caso de sujetos con amputación quirúrgica es importante considerar que el procedimiento de la amputación implica la modificación de músculos y tendones, principalmente los flexores dorsales, flexores plantares, tibial anterior, tríceps sural, tendón de Aquiles, *peroneus brevis* y *peroneus longus*,⁴¹ que modifican el movimiento de la extremidad. La variación de carga al inicio y final de la zancada, y el incremento de la carga en el tercio medio, podrían deberse a la modificación del rodillo del talón en la fase inicial de contacto, controlado por el tibial anterior, y del rodillo del antepie en la fase final de apoyo, controlado por el tríceps sural.⁴²

Al tener en cuenta los cambios en el apoyo, podría decirse que la recuperación del traslado del centro de presión por un sistema protésico no depende sólo del diseño de la prótesis,⁸ sino de la carga

que aplica el usuario. Por lo que realizar un análisis de marcha, en conjunto con el análisis de presiones, podría arrojar datos sobre la adaptación de la postura del sujeto, el traslado del centro de gravedad del cuerpo y la transferencia de carga. En el futuro también será interesante evaluar una muestra más grande e incluir a sujetos con antecedentes de úlceras por presión, además de evaluar los cambios de presión que existen dentro de la prótesis a lo largo del tiempo.

El uso de un sistema como el presentado en este trabajo para el estudio de la distribución de presión en pacientes con amputación parcial de pie podrá ayudar en el diseño de sistemas protésicos que permitan cubrir la alta demanda que espera el sector salud en los próximos años. A este respecto se estima que en conjunto con enfermedades cardiovasculares y obesidad, la diabetes es el segundo motivo de consulta para adultos de 20 a 49 años y el primer motivo de consulta para adultos de 50 y más. Además de que las úlceras por presión son una de las complicaciones más frecuentes en la población diabética.⁴³ Por lo que es importante, además de la educación al paciente y el cuidado médico, el desarrollo de tecnología adecuada y flexible que permita atender las necesidades de salud.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realizó con apoyo del Fondo Sectorial de Salud de CONACYT, Clave SALUD-2007-C01-70981 y SALUD-2010-C01-141036.

REFERENCIAS

1. International Diabetes Federation. Position Statement, The diabetic foot. 2005. Disponible en: http://www.idf.org/Position_statements/diabetic_foot [Acceso 2013].
2. Pound N, Chipchase S, Treece K, Game F, Jeffcoate W. Ulcer-free survival following management of foot ulcers in diabetes. *Diabet Med* 2005; 22(10): 1306-9.
3. Bowker JH. Amputations and disarticulations within the foot: surgical management. En: Smith DG, Michael JW, Bowker JH (eds.). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 3a. ed. Rosemont: AAOS; 2004, p. 249.
4. Andersen CA, Roukis TS. The diabetic foot. *Surg Clin North Am* 2007; 87(5): 1149-77.
5. Sage RA. Biomechanics of ambulation after partial foot amputation: prevention and management of reulceration. *JPO* 2007; 19(3): 77-9.
6. Toursarkissian B, Hagino RT, Khan K, Schoolfield J, Shireman PK, Harkless L. Healing of transmetatarsal amputation in the diabetic patient: is angiography predictive? *Ann Vasc Surg* 2005; 19(6): 769-73.
7. Dillon MP, Fatone S, Hodge MC. Biomechanics of ambulation after partial foot amputation: a systematic literature review. *JPO* 2007; 19 (3S): 2-61.

8. Dillon MP, Barker TM. Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: observational study. *J Rehabil Res Dev* 2008; 45(9): 1317-34.
9. Dillon MP, Fatone S, Hansen AH. Effect of prosthetic design on center of pressure excursion in partial foot prostheses. *J Rehabil Res Dev* 2011; 48(2): 161-78.
10. Spaulding SE, Chen T, Chou LS. Selection of an above or below-ankle orthosis for individuals with neuropathic partial foot amputation: a pilot study. *Prosthet Orthot Int* 2012; 36(2): 217-24.
11. Lavery LA, Lavery DC, Quebedeaux-Farnham TL. Increased foot pressures after great toe amputation in diabetes. *Diabetes Care* 1995; 18(11): 1460-2.
12. Mueller MJ, Strube MJ, Allen BT. Therapeutic footwear can reduce plantar pressures in patients with diabetes and transmetatarsal amputation. *Diabetes Care* 1997; 20(4): 637-41.
13. Lobmann R, Kayser R, Kasten G, Kasten U, Kluge K, Neumann W, Lehnert H. Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: a prospective study. *Diabet Med* 2001; 18(4): 314-9.
14. Perttunen, J. Foot loading in normal and pathological walking. Tesis. Jyväskylä (Finlandia): University of Jyväskylä; 2002.
15. Actis RL, Ventura LB, Lott DJ, Smith KE, Commean PK, Hastings MK, Mueller MJ. Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking. *Med Biol Eng Comput* 2008; 46(4): 363-71.
16. Saito M, Nakajima K, Takano C, Ohta Y, Sugimoto C, Ezoe R, et al. An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. *Med Eng Phys* 2011; 33(5): 638-45.
17. Wooldridge J, Culleton JL. Preventing diabetic foot disease: lessons from the Medicare therapeutic shoe demonstration. *Am J Public Health* 1996; 86(7): 935-8.
18. Singh N, Armstrong DG, Lipsky BA. Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *JAMA* 2005; 293(2): 217-28.
19. Owings TM, Apelqvist J, Stenström A, Becker M, Bus SA, Kalpen A, Ulbrecht JS, Cavanagh PR. Plantar pressures in diabetic patients with foot ulcers which have remained healed. *Diabet Med* 2009; 26(11): 1141-6.
20. Yavuz M, Tajaddini A, Botek G, Davis BL. Temporal characteristics of plantar shear distribution: relevance to diabetic patients. *J Biomechanics* 2008; 41(3): 556-9.
21. Garrido DJ, Gil S, Fernández L. EMO desarrolla un calzado para el pie diabético. *Rev Biomec* 2005; 44(5): 19-22.
22. Caselli A, Pham H, Giurini JM, Armstrong DG, Veves A. The forefoot-to-rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration. *Diabetes Care* 2002; 25(6): 1066-71.
23. Reiber GE, Smith DG, Wallace C, Sullivan K, Hayes S, Vath C, Maciejewski ML, et al. Effect of therapeutic footwear on foot reulceration in patients with diabetes: a randomized controlled trial. *JAMA* 2002; 287(19): 2552-8.
24. Lott DJ, Hastings MK, Commean PK, Smith KE, Mueller MJ. Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007; 22(3): 352-9.
25. 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): 1069-73.
26. Lavery LA, Armstrong DG, Vela SA. Practical Criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration. *Arch Intern Med* 1998; 158: 157-62.
27. Bowen CJ, Culliford D, Allen R, Beacroft J, Gay A, Hooper L, Burrage J, et al. Forefoot pathology in rheumatoid arthritis identified with ultrasound may not localise to areas of highest pressure: cohort observations at baseline and twelve months. *J Foot Ankle Res* 2011; 4(1): 25.
28. Yavuz M, Erdemir A, Botek G, Hirschman GB, Bardsley L, Davis BL. Peak Plantar pressure and shear locations. *Diabetes Care* 2007; 30(10): 2643-5.
29. Novel V, Giralt E, De Planell E. Tratamiento preventivo en el pie diabético. *El Peu* 2002; 22(2): 79-85.
30. Melai T, IJzerman TH, Schaper NC, de Lange TL, Willems PJ, Meijer K, Lieveer AG, et al. Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait Posture* 2011; 34(3): 379-83.
31. Waaijman R, Bus SA. The interdependency of peak pressure and pressure-time integral in pressure studies on diabetic footwear: no need to report both parameters. *Gait Posture* 2012; 35(1): 1-5.
32. Zachariah SG, Sanders JE. Standing interface stresses as a predictor of walking interface stresses in the trans-tibial prosthesis. *Prosthet Orthot Int* 2001; 25(1): 34-40.
33. Goh JC, Lee PV, Chong SY. Comparative study between patellar-tendon-bearing and pressure cast prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41(3B): 491-501.
34. Commuri S, Day J, Dionne C, Ertl WJ. Assessment of pressures within the prosthetic socket of a person with osteomyoplastic amputation during varied walking tasks. *JPO* 2010; 22(2): 127-37.
35. Portnoy S, van Haare J, Geers RP, Kristal A, Siev-Ner I, Seelen HA, Oomens CW, et al. Real-time subject-specific analyses of dynamic internal tissue loads in the residual limb of transtibial amputees. *Med Eng Phys* 2010; 32(4): 312-23.
36. Sewell P, Noroozi S, Vinney J, Amali R, Andrews S. Static and dynamic pressure prediction for prosthetic socket fitting assessment utilising an inverse problem approach. *Artif Intell Med* 2012; 54(1): 29-41.
37. Martínez R, Álvarez M, Urrusti JL, Rodríguez R, Ramírez-Mayorga A. Prototipo para medir y Registrar Presiones en el Pie con Amputación Parcial. XXXII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica 2009. México.
38. Álvarez M, Rodríguez R, Urrusti JL, Tortolero J, Ramírez-Mayorga A. Software para despliegue y análisis de presiones en muñones de miembros inferiores. II Congreso Internacional de Investigación en Rehabilitación 2011. México.
39. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. 3a Ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 1990, p. 11-50.
40. Tagore P. Signal Averaging. En: Tompkins WJ (ed.). Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC. New Jersey: Prentice Hall; 2000, p. 184-90.
41. Bowker JH. Partial foot amputations and disarticulations: Surgical aspects. *JPO* 2007; 19(3S): 62-97.
42. Sánchez, JJ. Biomecánica de la marcha humana normal. En Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia; 2005: 45.
43. Gutiérrez JP, Rivera-Dommarco J, Shamah-Levy T, Villalpando-Hernández S, Franco A, Cuevas-Nasu L, et al. Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012. Resultados Nacionales. Instituto Nacional de Salud Pública, 2012. Disponible en: <http://ensanut.insp.mx/informes/ENSANUT2012ResultadosNacionales.pdf> [Acceso: febrero 2013].

Reimpresos:

Michélin Álvarez-Camacho

Calz. México-Xochimilco, Núm. 289

Col. Arenal de Guadalupe

14389, México, D.F.

Tel.: 5999-1000, Ext. 19707

Correo electrónico: mich_address@hotmail.com

Recibido el 26 de abril 2013.

Aceptado el 4 de septiembre 2013.