

## Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen 24  
Volume

Número 2  
Number

Septiembre 2003  
September

*Artículo:*

### Diseño y construcción de un podómetro

Derechos reservados, Copyright © 2003:  
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de  
este sitio:

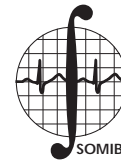
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in  
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



## Diseño y construcción de un podómetro

Raúl Herrera,\* M. en C. Ivett  
Quiñones,\*\* M. en C. Jorge  
Letechia,\*,\*\* Ing. Lidia  
Núñez\*\*

\* Centro Nacional de Rehabilitación.  
División de Investigación. Ingeniería de  
Rehabilitación.

\*\* Universidad Iberoamericana. Departamento de Ingeniería Biomédica.

Correspondencia:

Raúl Herrera

Av. México-Xochimilco No. 289 Col.  
Arenal de Guadalupe. C.P. 14389 México,  
D.F. Torre de Investigación, 6° Piso.

### RESUMEN

Un podómetro es un instrumento que permite hacer el análisis de distribución de presiones aplicadas sobre la planta del pie. El análisis cuantitativo de dicha información se utiliza en los procesos de diagnóstico, tratamiento y evaluación clínica de un paciente. Desgraciadamente los podómetros tradicionales se basan en la experiencia y habilidades del médico que los usa, lo que genera errores en cualquiera de los procedimientos clínicos citados con anterioridad. El presente trabajo describe el proceso de diseño y construcción de un podómetro electrónico cuantitativo, que permita obtener el mapa de distribución de presiones aplicadas sobre la planta del pie, con una alta resolución y sensibilidad, comparada con la de los podómetros cualitativos tradicionales como el podoscopio y las impresiones de tinta sobre papel.

### Palabras clave:

Podometría, presión, pie.

### ABSTRACT

A podometer is an instrument to analyze the distribution of applied pressure to the foot sole. Quantitative analysis of pressure information is used for diagnosis, treatment and clinical evaluation of a patient. Unfortunately, traditional podometers depend heavily on the physician's experience and ability, what makes the usage of the instrument prone to errors. In this work we describe the process of designing and building a quantitative electronic podometer. The proposed podometer can produce a distribution map of the applied pressures to the foot sole with a higher resolution and sensitivity than traditional qualitative podometers such as the podoscope and ink impressions.

### Key Words:

Podometry, Pressure, Foot.

### INTRODUCCIÓN

La podometría es la técnica que tiene como objetivo medir las presiones que se aplican sobre la planta del pie o sobre una región específica de la misma. La podometría en el campo clínico es utilizada para el diseño y construcción de ortesis y plantillas, en la evaluación de un paciente posterior a un proceso quirúrgico, o para evaluar la respuesta de una paciente a un determinado trata-

miento<sup>1</sup>. Los instrumentos usados en esta técnica son los podómetros.

En este artículo los podómetros fueron clasificados en *cualitativos* y *cuantitativos*. Los podómetros cualitativos como el podoscopio, no proporcionan resultados numéricos repetibles. Basan su uso en la habilidad y experiencia del médico que los utiliza, por lo tanto el resultado en los procesos de evaluación, diagnóstico o tratamiento de un paciente dependen de cada médico y no de un indicador

numérico objetivo que cuantifique los resultados. Los podómetros cualitativos más usados son el podoscopio, las impresiones de tinta o carbón sobre papel y las impresiones sobre plastilina.

Los podómetros cuantitativos o electrónicos presentan resultados numéricos repetibles, además aprovechan las ventajas de la electrónica moderna para obtener y almacenar la información para su posterior análisis. Los instrumentos más representativos de este tipo se comercializan por las marcas **EMED™** y **Tekscan™**.

En México los podómetros más usados por los médicos son los cualitativos, ya que son económicos y se encuentran disponibles en el mercado nacional.

Este artículo describe el desarrollo de un podómetro cuantitativo o electrónico de fabricación nacional, que permita hacer el análisis de presiones aplicadas sobre la planta del pie, al cual llamaremos en el resto del trabajo **PODÓMETRO UIA-CNR (PODÓMETRO UC)**.

Durante el proceso de diseño se revisó la bibliografía referente a aspectos anatómicos y funcionales del pie<sup>2-4</sup>, así como artículos de estudios previos de podometría de donde se obtuvieron datos y características de pacientes y el tipo de información esperada<sup>5-8</sup>. Las especificaciones del podómetro UC se propusieron basándose en la información encontrada de prototipos de podómetros anteriores<sup>9-11</sup>, y de la revisión de las características y especificaciones de los podómetros comerciales de las marcas **EMED™** y **Tekscan™**.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### A. Funcionamiento básico y metodología de diseño del PODÓMETRO UC

El PODÓMETRO UC tiene tres unidades de básicas:

1. Unidad de sensado
2. Unidad de monitoreo
3. Unidad de procesamiento y despliegue



**Figura 1.** Diagrama de funcionamiento básico de un podómetro electrónico.

El funcionamiento del **PODÓMETRO UC** consiste en el flujo unidireccional de información desde la unidad de sensado hacia la unidad de procesamiento y despliegue (Figura 1).

### B. Unidad de sensado

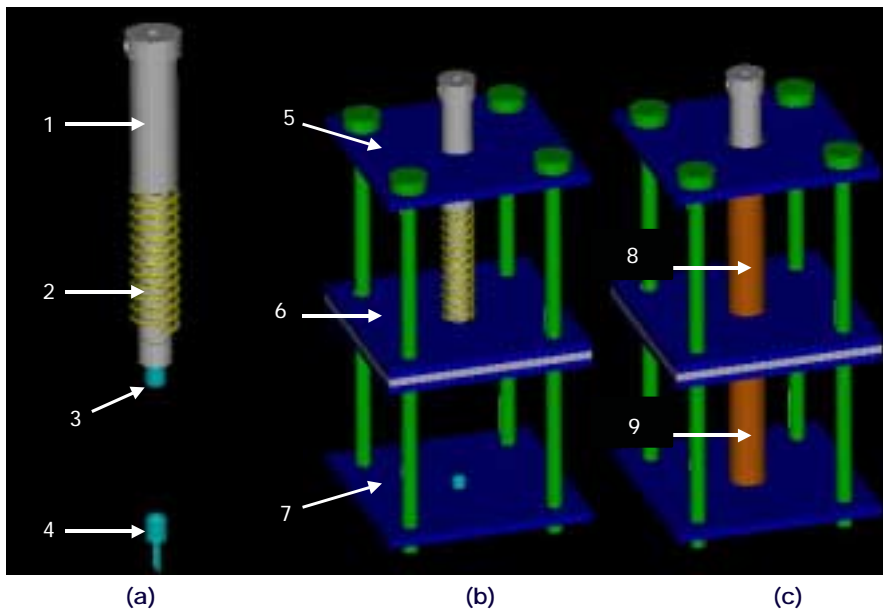
#### B.1 Selección del sensor de presión

Para la selección del sensor de presión a utilizar en el **PODÓMETRO UC**, se llevaron a cabo evaluaciones de diferentes sensores de presión disponibles en México, y un sensor de presión de diseño propio llamado **SENSOR UIA-CNR (SENSOR UC)**, que por sus especificaciones, desarrollo y funcionamiento, de las cuales se hablarán a detalle en esta misma sección, fue el seleccionado para llevar a cabo este proyecto.

#### B.2 Especificaciones del SENSOR UC

- Tecnología del sensor:  
El **SENSOR UC** está formado por elementos mecánicos y electrónicos, un pistón de Nylacero™, un resorte de compresión calibrado, dos tubos de cobre, placas de aluminio, y un par fotodiodo-fototransistor (Figura 2).
- Resolución espacial:  
La resolución espacial del **SENSOR UC** es de 1 cm<sup>2</sup>, y está justificada porque esta resolución ya ha sido utilizada en estudios clínicos previos por WERTSCH [1992], y además por las características físicas y especificaciones de los materiales empleados para la elaboración del sensor.  
El total de sensores en el **PODÓMETRO UC** debe permitir realizar estudios de ortopedia, con apoyo en ambos pies y contacto plantar total, ambos pies con apoyo en puntas, y ambos pies con apoyo en talón.
- Sensibilidad:  
Para la sensibilidad seleccionada se utilizaron los resultados obtenidos por BETTS [1980], donde se reporta que los estándares de presión para personas entre los 5 y 25 años de edad reportan una media de 5 N/cm<sup>2</sup>.

El desplazamiento de los sensores de presión debe ser menor o igual a 5 mm cuando se les aplique carga en cualquiera de las condiciones citadas en el inciso anterior, con objeto de mantener perpendicular a 90°, el eje sagital del cuerpo del paciente con respecto a las superficies de apoyo de ambos pies, este es un requisito que



**Figura 2.** (a) 1- Pistón de Nylacero™, 2- resorte de compresión calibrado, 3 y 4- par fotodiodo-fototransistor. (b) 5- Placa superior de aluminio, 6- ensamble de tres placas de aluminio, 7- placa inferior de aluminio. (c) 8- Tubo de cobre para guía de resorte y soporte mecánico, 9- tubo de cobre para aislamiento óptico y soporte mecánico. Esta es una simulación del modelo del sensor hecha en Mechanical Desktop™.

deben cumplir los podómetros según la *American Podiatric Medical Association*, para no generar resultados erróneos al aplicar más carga a uno de los pies del paciente.

La sensibilidad del SENSOR UC es de 4.3 N/mm.

### B.3 Desarrollo y funcionamiento

El SENSOR UC tiene elementos mecánicos y electrónicos. Cada sensor contiene un pistón de Nylacero™, un resorte calibrado y un par fotodiodo-fototransistor. Estos elementos trabajan sobre un mismo eje de desplazamiento, concéntrico al eje vertical del pistón, del resorte y del par fotodiodo-fototransistor.

Todos los elementos del sensor están montados y soportados sobre cinco placas de aluminio barrenadas concéntricamente. Además el sensor, tiene dos tubos de cobre, el primero sirve como guía y soporte lateral para el resorte de compresión, y el segundo sirve para aislar ópticamente a los sensores y proporcionar soporte y estabilidad al podómetro cuando se le aplica carga.

La función de sensado se realiza cuando se aplica una carga sobre el pistón del sensor y éste comprime el resorte calibrado a una distancia; al cambiar la distancia entre el par fotodiodo-fototransistor se produce un cambio de voltaje a la salida del fototransistor (Figura 3).

En la relación fuerza-voltaje del SENSOR UC: la **fuerza**, es la variable de entrada del sensor, que comprime el resorte calibrado; una **distancia**, que es la conversión de variable, el **voltaje** de salida

del fototransistor es la variable de salida, por lo tanto por cada sensor hay un voltaje de salida en relación con la carga aplicada.

Para calcular la presión sobre cada sensor hay que dividir la fuerza aplicada, entre el área del pistón (1 cm<sup>2</sup>). Una simulación del arreglo de sensores UC en el podómetro se muestra en la figura 4.

### C. Unidad de monitoreo

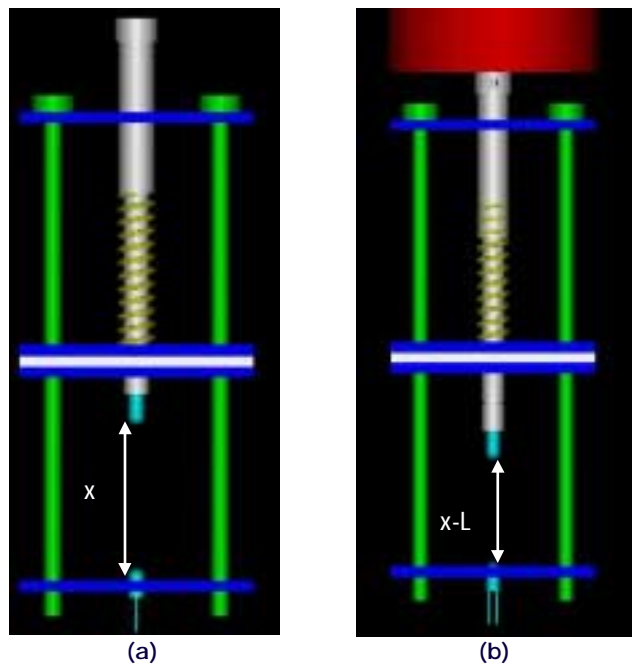
La unidad de monitoreo la integran: un microcontrolador Motorola M68HC11F1™ y un multiplexor analógico 253 entradas-1 salida.

#### C.1 Multiplexor analógico

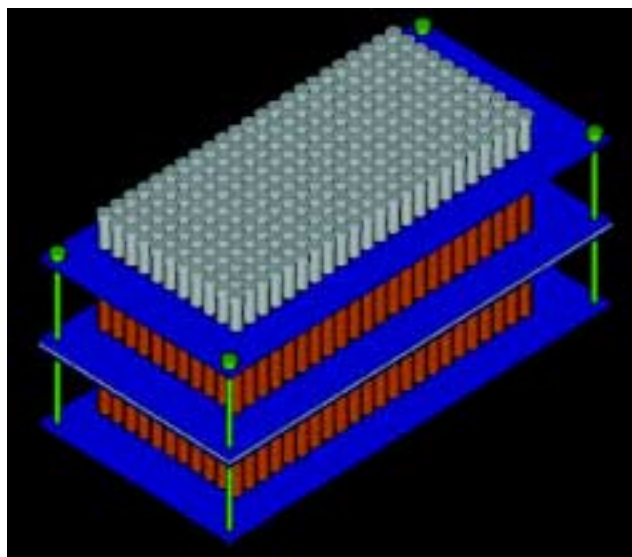
Para leer la información del arreglo de 253 sensores se diseñó un multiplexor 253 entradas-1 salida. El multiplexor está constituido por 74 circuitos integrados HCF4066BE de S-Thompson™, cada circuito es un arreglo de cuatro switches analógicos independientes de alta velocidad, 1 entrada-1 salida y 1 bit de control. Para controlar los switches el multiplexor usa 32 circuitos integrados 74HCT164B1 de S-Thompson™, que son registros de corrimiento de 1 bit serial de entrada por ocho paralelos de salida.

#### C.2 Programa del microcontrolador M68HC11™

La unidad de monitoreo de sensores, está controlada por una unidad M68HC11F1 de Motorola™. El programa del microcontrolador realiza de manera secuencial las siguientes tareas:



**Figura 3.** (a) Diagrama del *SENSOR UC* sin carga, la distancia entre el par fotodiodo-fototransistor es "X", (b) Diagrama de funcionamiento del *SENSOR UC* cuando se le aplica carga, la distancia entre el par fotodiodo-fototransistor, es la diferencia entre la distancia original y la recorrida al aplicar una determinada carga. Esta es una simulación del modelo del sensor hecha en *Mechanical Desktop™*.



**Figura 4.** Simulación del arreglo de sensores UC, en el podómetro. La simulación del modelo mecánico se realizó en *Mechanical Desktop™*.

1. *Sincroniza la lectura de los sensores a través del multiplexor:* Esta parte del programa genera dos pulsos sincronos (CLOCK y DATO) para la

lectura de cada sensor, el pulso de DATO tiene un periodo de 1 ms y el de CLOCK de 0.5 ms. La ejecución de los pulsos termina cuando un contador interno del programa llega al valor de 253, que corresponde al mismo número de sensores en el podómetro.

2. *Convierte el valor analógico a digital en el ADC del microcontrolador:* El programa toma el valor de salida del multiplexor analógico, lo convierte a su correspondiente digital, asignándole un valor entre 0-255, ya que el ADC del micro es de 8 bits. La resolución del ADC es de 19 mV.
3. *Coordina la comunicación entre la unidad de monitoreo y la de procesamiento y despliegue:* Cada dato que ha sido convertido a su correspondiente digital, es enviado a la unidad de procesamiento y despliegue (PC). Los datos son enviados a la unidad vía puerto paralelo, y almacenados en la computadora, una vez que la computadora tiene los 253 valores los ajusta y al valor de cada sensor le asigna un color para el despliegue gráfico de los sensores equivalente a la matriz física de sensores.

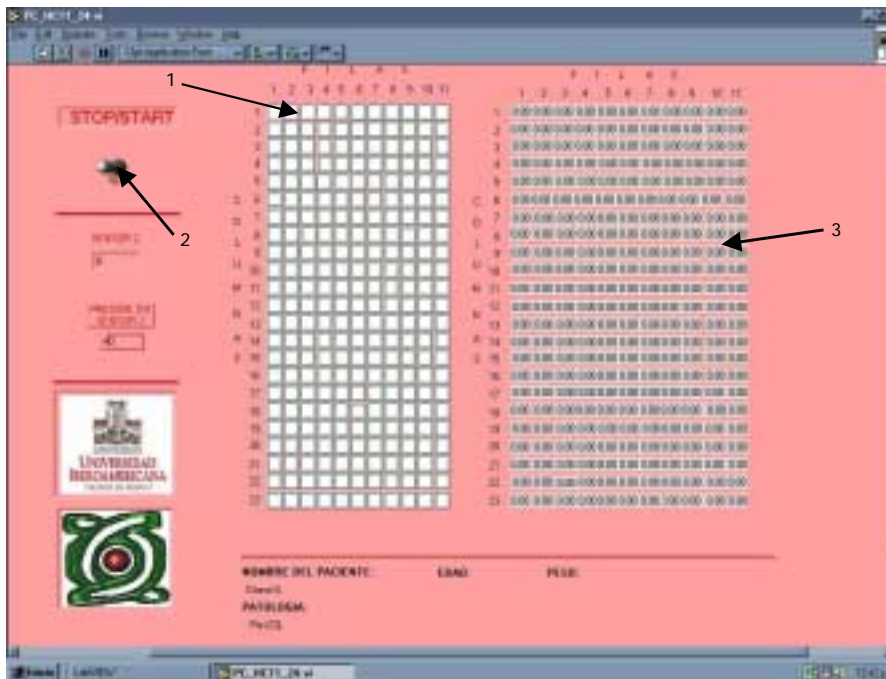
#### D. Unidad de procesamiento y despliegue

La unidad de procesamiento y despliegue del PODÓMETRO UC, está implementada en una computadora personal que opera con sistema operativo Windows 98™, un procesador Intel Pentium III™, 256 MB de memoria RAM, sin tarjeta aceleradora de gráficos.

Para el programa en la PC, se utilizó LabView 6.0™ de National Instruments™. El programa se sincroniza secuencialmente con la unidad de monitoreo para la lectura del valor en voltaje de cada sensor. El programa permite desplegar el valor de presión por sensor a través de una matriz de cuadros (23 x 11) equivalente a la matriz de sensores del podómetro. El programa puede asignar un color de acuerdo al valor de voltaje por sensor, o si el programa contiene los datos numéricos puede asignar un color por el valor de presión correspondiente, previa calibración (Figura 5).

#### E. Evaluación técnica

Durante esta etapa del proyecto los sensores del podómetro fueron calibrados con pesos conocidos OHAUS™. Se calibraron los sensores usando fuentes de alimentación 5 volts y 3 amperes marca ST-Thompson™.



**Figura 5.** Panel de control del *PODÓMETRO UC* implementado en LabView™. 1- Despliegue gráfico, 2- botón de apagado y encendido, 3- despliegue numérico.

Los datos obtenidos fueron almacenados y procesados en una base de datos de Microsoft Excel™, en el siguiente orden:

1. La función de la relación *presión vs voltaje* se obtuvo usando la función de Excel™, "agregar línea de tendencia". En todos los sensores se obtuvo una relación lineal.
2. Con la relación obtenida en el paso anterior, se generó el comportamiento del sensor en el rango de presión deseado de 0-10 N/cm<sup>2</sup>, que es el rango de presión útil reportado por estudios previos de podometría en modo estático<sup>3</sup>.
3. Se generó una curva de ajuste de los datos obtenidos en el paso 2, *vs* el rango de operación deseado.
4. La recta de ajuste obtenida en el paso 3 se introdujo en el programa de LabView™.

#### F. Evaluación clínica

La finalidad de esta etapa del proyecto es verificar la utilidad clínica de la información que el *PODÓMETRO UC* proporciona, y que sirva de retroalimentación para las mejoras en el diseño del prototipo.

Se evaluaron a ocho pacientes, usando el *PODÓMETRO UIA-CNR (PODÓMETRO UC)* y el podómetro

Emed ST-4 de Novel™, y se compararon los resultados de ambos instrumentos en cada una de las pruebas.

Las características de los pacientes a los que se les hizo el estudio de podometría son las siguientes:

- Adultos de 23 a 42 años
- 6 hombres y 2 mujeres
- 1.65 a 1.92 metros de estatura
- Los ocho adultos sanos, sin diagnóstico de alteración en la estructura del pie

El protocolo de las pruebas fue el siguiente:

Se realizó una prueba en posición anatómica estándar a cada paciente. Para las pruebas se le pidió a cada paciente que estuviera descalzo, apoyado sobre una superficie rígida y uniforme, los talones de los pies del paciente colocados a la altura de los hombros en sentido de la vertical. Los resultados de esta sección se presentan más adelante en la sección de resultados experimentales.

Los resultados numéricos del *PODÓMETRO UC* se almacenaron en una base de datos de Microsoft Excel™ y los resultados gráficos se almacenaron en formato de imágenes "jpg", para compararlos posteriormente con los resultados obtenidos con el podómetro Emed ST-4 de Novel™.

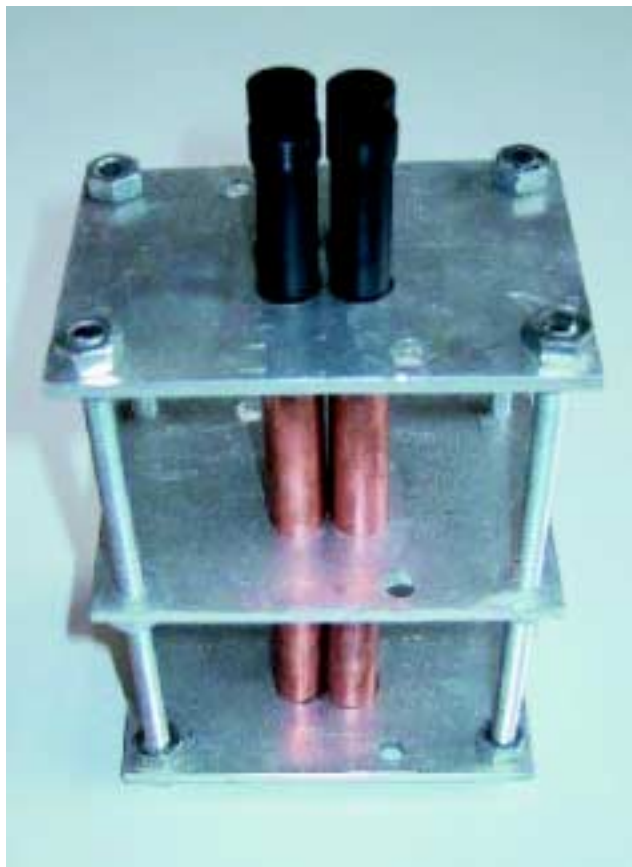


Figura 6. Prototipo de 4 unidades del SENSOR UC.

Las pruebas realizadas en los pacientes se realizaron en modo estático. En todos los casos el equipo Emed ST-4 de Novel™, fue usado en modo *single-trigger*.

#### RESULTADOS EXPERIMENTALES

En esta sección se presentan los resultados de la construcción del prototipo del SENSOR UC y del PODÓMETRO UC (Figuras 6 y 7).

##### A. Resultados de la evaluación técnica.

Cada SENSOR UC describe una relación *fuerza vs voltaje* particular, que depende del comportamiento dinámico del par fotodiodo-fototransistor, además de factores como el acoplamiento mecánico y el índice de refracción de los tubos de cobre.

La relación *fuerza vs voltaje* está descrita numéricamente por la ecuación de la recta  $y = mx + b$  presentada en las (Figuras 8 y 9), y tiene coeficientes numéricos diferentes para cada sensor.

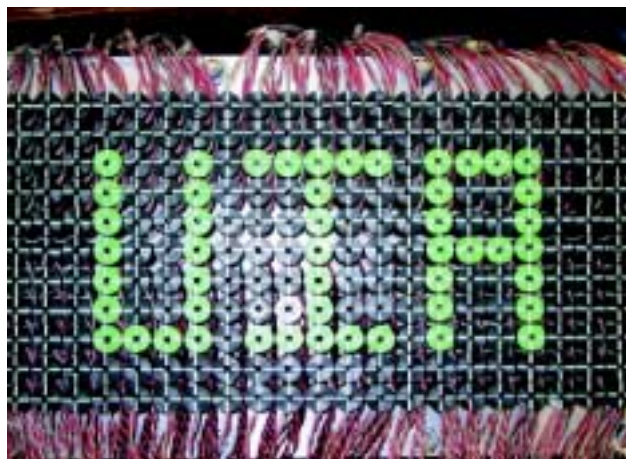


Figura 7. La figura de arriba muestra el PODÓMETRO UC visto desde arriba, las líneas blancas sobre los sensores forman parte de los patrones de calibración mecánicos. La figura de la parte de abajo muestra el ensamblaje final del prototipo, así como a la unidad de monitoreo al fondo.

##### B. Resultados de la evaluación clínica.

A continuación se describen algunos de los resultados de las pruebas clínicas.

La Prueba 1 fue realizada a un paciente de sexo masculino, edad 24 años, 1.83 m, 115 kg, sano (Figura 10).

Con el equipo EMED™ sólo se obtuvo información de la región del talón. En cuanto al PODÓMETRO UC únicamente la región del talón fue registrada, con una porción del arco.

En ninguno de los dos casos se obtuvo una imagen clara del trípode de apoyo plantar.

En ambos casos la distribución de los colores no permite identificar claramente las zonas físicas con mayor presión.

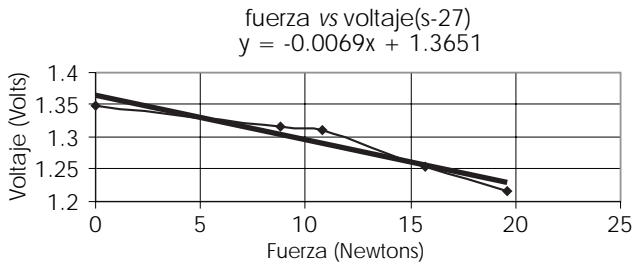


Figura 8. Relación fuerza vs voltaje del sensor 27.

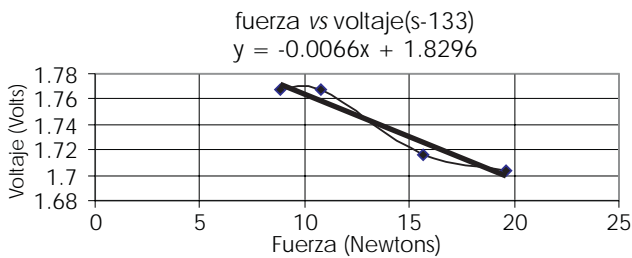


Figura 9. Relación fuerza vs voltaje del sensor 133.

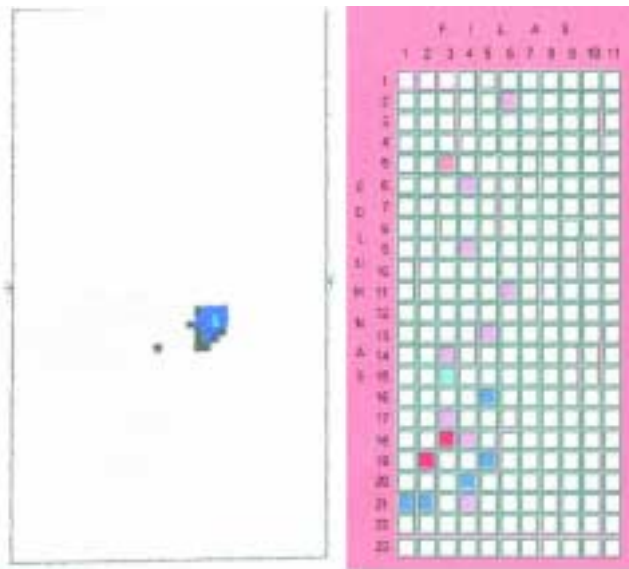


Figura 10. Este es el resultado de la prueba al pie derecho del paciente 1. La imagen de la izquierda corresponde a la prueba realizada con el equipo Emed ST-4 de Novel™, la imagen de la derecha es una prueba realizada con el PODÓMETRO UC.

**DISCUSIÓN**

Los resultados obtenidos hasta ahora permiten hacer el análisis de distribución de presiones sobre la planta del pie. Sin embargo, las imágenes no permiten hacer uso de la información por parte de un médico o especialista, ya que en algunos casos el

orden de los colores asignados a determinadas áreas del pie no corresponden con los patrones de distribución de presión de estudios de podometría anteriores<sup>13</sup>.

Las unidades de monitoreo y de procesamiento y despliegue, permiten obtener y procesar la información de la unidad de sensado electrónicamente, sin embargo el SENSOR UIA-CNR, no tiene un comportamiento mecánico adecuado, ya que por su naturaleza óptica, cualquier alteración mecánica en el eje de trabajo del sensor altera el valor de voltaje de salida del mismo. Esta variación puede ser corregida, si: Las paredes del tubo de aislamiento óptico del sensor son pintadas de un polímero negro mate, para que sólo los haces de luz paralelos al eje de trabajo del sensor exciten la base del fototransistor.

La unidad de monitoreo, permitió leer la información de cada uno de los sensores de presión, sin embargo fue susceptible a ruido electromagnético ambiental, ya que en suma, la unidad contiene más de 600 metros de cable AWG 24 aislado con PVC, por lo tanto es recomendable sustituir el cable por AWG 24 de blindaje sencillo con aislamiento de PVC y mylar para reducir la interferencia por el ruido ambiental.

Con el PODÓMETRO UC, se pudieron efectuar estudios de pacientes en la posición anatómica estándar en aproximadamente 3 segundos, sin embargo, es recomendable aumentar la velocidad de multiplexado para evitar la fatiga muscular de los pacientes durante el estudio y por lo tanto minimizar las variaciones durante la medición, por lo tanto se recomienda cambiar el microcontrolador de la unidad de monitoreo M68HC11F1™, por un microcontrolador con al menos 0.25 microsegundos por ciclo de reloj, que permita aumentar la velocidad de multiplexado.

**CONCLUSIÓN**

Se ha construido un podómetro cuantitativo electrónico, que permite hacer el análisis de distribución de presiones en la planta del pie, sin embargo la información que provee todavía no es de utilidad clínica. Se dice que la información no es de utilidad clínica porque en ella no se puede distinguir claramente el tripede plantar y el orden de los colores asignados a determinadas áreas del pie no corresponden con los patrones de distribución de presión de estudios de podometría previos.

Del PODÓMETRO UC las unidades de monitoreo, procesamiento y despliegue presentan un funcio-



namiento de acuerdo a los parámetros de diseño, sin embargo, la unidad de sensado por su carácter óptico no presenta la suficiente estabilidad como para generar resultados repetibles.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo queremos agradecer a la Universidad Iberoamericana Plantel Santa Fe y al Centro Nacional de Rehabilitación por el apoyo brindado para la realización de este proyecto.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Hughes. The clinical use of pedobarography. *Acta Orthopaedica Belgica*. 1993; 59: 10-16.
2. Rouviere. *Anatomía humana, descriptiva, topográfica y funcional*. Tomo III "Miembros y sistema nervioso central". 9a Edición. Ed. Masson.
3. Suros. *Semiología médica y técnica exploratoria*. 7a Edición. Ed. Masson.
4. Nawocznski. *Orthotics in functional rehabilitation of the lower limb*. Saunders Company.
5. Hongsheng. Foot pressure distributions during walking and shuffling. *Arc Phys Med Rehabilitation* 1991; 72: 390-397.
6. Vijaykumar. Effect of metatarsal head resection for diabetic foot ulcers on the dynamic plantar pressure distribution. *The American Journal of Surgery* 1994; 157: 397-301.
7. Bukiowski. Variability of plantar pressure data: a comparison of the two-step and midgait methods. *Journal of American Podiatric Medical Association* 2000; 80: 426-428.
8. Simkin. Characterization of the dynamic vertical force distribution under the foot. *Medical & Biological Engineering & Computing* 1982; 20: 12-18.
9. Soames. Measurement of pressure distribution under the foot during function. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1982; 20: 489-495.
10. Wertsch. A portable plantar pressure measurement system. *Journal of Rehabilitation Research* 1992; 29: 13-18.
11. Davis. Analysis of gait. *Handbook of biomedical engineering*. IEEE Editions. 1997: 381-389.
12. Betts. Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopaedics. *Medical & Biological Engineering & Computing* 1980; 18: 674-684.
13. Jarret. Assessment of gait using components of the ground reaction force vector. *Medical & Biological Engineering & Computing* 1980; 18: 685-688.
14. Peterson. Sobrepeso en mujeres de 12 a 49 años y niños menores de cinco años en México. 1996; 38: 178-188.