



DESARROLLO DE UN SISTEMA DE REGISTRO DINÁMICO DE PRESIONES PLANTARES

CLAUDIA N. LESCANO¹, RODOLFO H. RODRIGO², SILVIA E. RODRIGO³

^{1,3}Gabinete de Tecnología Médica, Departamento de Electrónica y Automática

²Laboratorio de Metrología, Departamento de Electromecánica

Facultad de Ingeniería - Universidad Nacional de San Juan

Av. Libertador San Martín 1109 oeste, San Juan, Argentina

(Recibido 31 de mayo de 2013, revisado día de mes de 2013, para publicación día de mes de 2013)

Resumen – Está bien establecido que la cuantificación de la distribución de las presiones plantares provee información valiosa acerca de la estructura y función de las articulaciones del pie y del tobillo, que puede ser utilizada como una herramienta clínica y de investigación importante en el análisis de la locomoción humana. Considerando estos antecedentes, el objetivo de este trabajo fue optimizar un dispositivo prototipo para el registro dinámico de presiones plantares, previamente desarrollado en base a una plantilla instrumentada con sensores piezoeléctricos. Tal optimización consistió en el procesamiento digital de las señales adquiridas mediante integración numérica de la señal de entrada, sin necesidad de utilizar la etapa de amplificación electrométrica, lo cual no sólo simplifica el hardware implementado, sino también la etapa de calibración estática y dinámica requerida. Los resultados obtenidos fueron comparables con los logrados en base al dispositivo original.

Palabras clave – Biomecánica, marcha humana, valoración, presiones plantares.

1. INTRODUCCIÓN

Es bien conocida la correlación que existe entre la distribución dinámica de presiones plantares y la función del pie y del tobillo durante la marcha humana, tanto en condiciones normales como patológicas [1-2]. Al respecto, numerosas técnicas se utilizan en los laboratorios de marcha humana para determinar cualitativa y cuantitativamente tal distribución, con el fin de evaluar trastornos de locomoción en pacientes adultos y pediátricos y definir el alcance y los riesgos asociados con desórdenes neurológicos, musculoesqueléticos, deformidades del pie [3-6] y diabetes [7], entre otros. Además, el registro de presiones plantares brinda información relevante para el tratamiento de afecciones de la marcha, a través del diseño de una plantilla personalizada o de modificaciones en el calzado que permitan descargar las presiones inadecuadas o limitar el peso soportado por zonas específicas de la planta del pie, o bien mediante programas de rehabilitación adecuados [8-9].

Entre estas técnicas cuantitativas habitualmente utilizadas figuran las plataformas de fuerza, que si bien miden la fuerza total debida a los pies en contacto con el suelo, no pueden registrar cómo se distribuye esta carga sobre la superficie plantar. Por esta razón, en la actualidad se emplean principalmente dos tecnologías para valorar la distribución de carga en la superficie plantar. La primera de ellas consiste en un dispositivo montado en el suelo, similar en apariencia a una plataforma de fuerza pero dividido en diversas regiones pequeñas, que permite determinar la fuerza vertical aplicada a cada región y calcular luego la presión sobre la porción de la superficie plantar por encima de esa región. Estos sistemas tienen alta resolución y buena repetibilidad [10-11]. La segunda tecnología utiliza plantillas flexibles insertadas entre el pie y el zapato. La plantilla está dividida en varias regiones y cada región es instrumentada para registrar las presiones que se producen entre el pie y el calzado del sujeto ambulante, permitiendo un seguimiento continuo de la interacción pie-suelo, sin las restricciones de movilidad espacial que presenta el sistema de medida anterior, fijado al suelo. No obstante, habitualmente la resolución de estos dispositivos es menor que la de las plataformas fijas, dado que las mediciones pueden verse afectadas por el tipo de sensores de

presión usados y el acondicionamiento efectuado sobre las señales obtenidas, requiriendo un cuidado especial [10-11].

El dispositivo presentado en este trabajo, previamente desarrollado, está basado en una matriz de sensores de presión distribuidos en una plantilla, ubicados en aquellas posiciones de la planta del pie humano en donde se generan las presiones más significativas durante la marcha, tanto en condiciones normales como patológicas [12]. Para su implementación se utilizaron herramientas de hardware y software, entre las que se destacan sensores piezoeléctricos y una placa de adquisición de datos NI USB6009® [13] en el primer caso, y los paquetes de software Labview® [14-15] y Delphi® [16] en el segundo. Las propiedades distintivas del sistema de medida desarrollado son la adquisición de la distribución de presiones plantares registrada en 8 posiciones específicas con una velocidad de 48 KHz y la integración analógica de la señal [12]. No obstante, la tensión o corriente generada por el tipo de sensores utilizados, habitualmente de tipo continua o de baja frecuencia, es de baja intensidad, apareciendo en el caso de señales continuas, tensiones y corrientes de polarización con desequilibrios y derivas (offset), lo cual requirió el empleo de amplificadores especiales, tales como los de baja deriva con entrada JFET. En otros casos, si bien la amplitud de la señal a acondicionar es la adecuada, procede de un sensor con alta impedancia de salida, generando impedancias parásitas que en este caso fueron eliminadas con antelación a la realización de cada registro, por medio de un pulsador de descarga. Además, el sistema requiere calibración de la cadena de medición cuando hay intercambio de sensores, presentado una relación señal - ruido muy baja, acentuada en las mediciones de orden inferior a 1 KHz [17].

Considerando estas características, en este trabajo se propone optimizar la etapa de acondicionamiento de las señales provenientes de los sensores generadores de presión utilizados, a través del procesamiento digital de las señales adquiridas. Tal optimización se logra sin necesidad de emplear la etapa de amplificación electrométrica, mediante integración numérica de la señal de entrada, lo cual no sólo simplifica el hardware implementado, sino también la calibración estática y dinámica requerida para el registro de presiones plantares.

A continuación se describirán las características del sistema ya implementado, así como la mejora introducida para el acondicionamiento de las señales de presión medida. Se mostrarán luego los resultados logrados a partir de la optimización propuesta, para finalmente obtener las conclusiones de este trabajo.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Herramientas de Hardware

El prototipo para la medición de presiones plantares referido se desarrolló en base al uso de sensores piezoeléctricos distribuidos en una plantilla, técnica conocida como plantilla instrumentada [18], seleccionada en base a su practicidad a la hora de realizar un análisis dinámico de presiones plantares y a las ventajas que ofrece en cuanto a portabilidad, versatilidad, facilidad de implementación de los componentes del sistema y comodidad para el paciente, entre otras. Tal prototipo consta de cuatro componentes principales, a saber: plantilla con sensores piezoeléctricos; acondicionamiento de señal; dispositivo para adquisición de datos y computadora portátil o PDA (*personal digital assistant*).

A continuación se describirán las características de los dos primeros bloques y la vinculación entre ellos, en tanto que las correspondientes a los dos últimos bloques pueden ser consultadas en [12].

2.1.1 Plantilla Instrumentada

Está compuesta por 8 sensores piezoeléctricos disponibles en el mercado, tales como los que forman parte de parlantes y *tweeters*, de 0,7 mm de espesor y 1,5 cm de diámetro (Fig. 1), distribuidos en una plantilla en posiciones específicas, correspondientes a las ocho regiones de mayor interés para un análisis estándar de presiones plantares: zona del talón (medial, externa y posterior) y antepié (dedo gordo, 1°, 2°, 3° y 4° cabezas metatarsianas) [12]. No obstante, estas posiciones pueden variarse a elección, según los requerimientos del estudio a efectuar (Fig. 2).

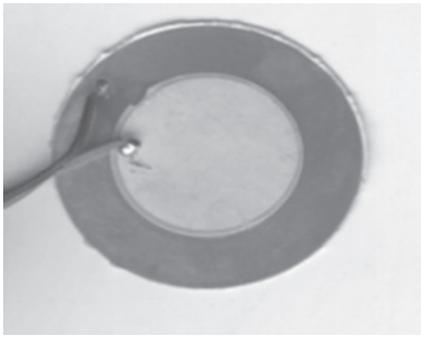


Fig. 1. Sensores piezoeléctricos utilizados.

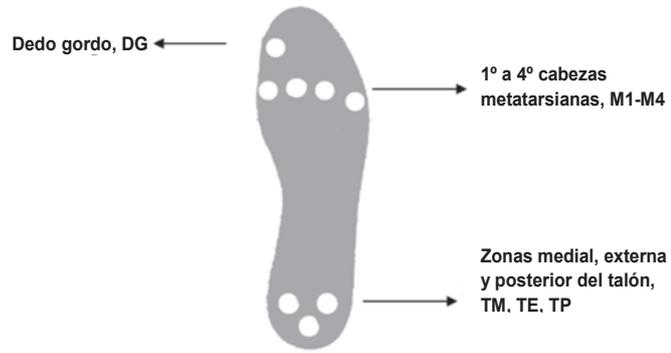


Fig. 2. Distribución de sensores en la plantilla.

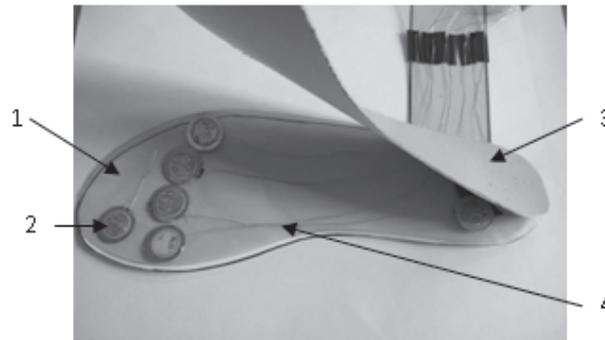


Fig. 3. Materiales utilizados: 1- Base de poliéster, 2- Sensor, 3- Cubierta de cuero, 4- Alambre conductor.

Los sensores se cablearon con conductores de alambre autosoldable de 0,14 mm de espesor para evitar la alteración de la superficie de contacto del piezoeléctrico. Para el material base de la plantilla se empleó poliéster del tipo de las placas radiográficas, considerando sus características combinadas de flexibilidad y cierta rigidez. Además, se colocó sobre éstos una cubierta de cuero fino para mayor protección (Fig. 3).

2. 1. 2 Acondicionamiento de señal

Cuando sobre un material piezoeléctrico se aplica una fuerza F , aparecen otras que contrarrestan la fuerza aplicada y que resultan de la suma de los comportamientos inercial, elástico y viscoso del material, según:

$$F = m \frac{d^2 x}{dt^2} + r \frac{dx}{dt} + sx \quad (1)$$

donde: m : masa del cristal; r : coeficiente de viscosidad; s : coeficiente elástico; x : deformación producida en el material.

Por su parte, debido al efecto piezoeléctrico, se genera una carga eléctrica q en la superficie del material, directamente proporcional a la deformación x del material e inversamente proporcional al espesor e del cristal, de acuerdo con:

$$q = \frac{K}{e} x \quad (2)$$

Además, si los terminales del dispositivo sensor se cierran en un circuito eléctrico, aparecerá una corriente eléctrica i , expresada en función de la carga q como:

$$i = \frac{dq}{dt} = K \frac{dx}{dt} \quad (3)$$

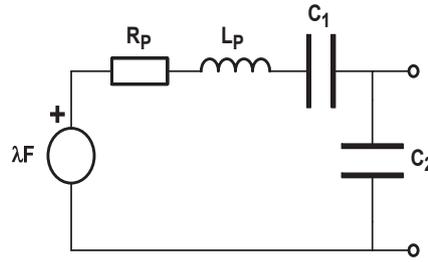


Fig. 4. Circuito eléctrico equivalente de un sensor piezoeléctrico.

Luego, reemplazando la ecuación (3) en la (1), resulta:

$$F = \frac{m}{K} \frac{di}{dt} + \frac{r}{K} i + \frac{s}{K} \int idt \quad (4)$$

Que es equivalente a la expresión de un circuito eléctrico serie RLC, tal como el de la Fig. 4, representado por la siguiente ecuación, en donde λ es un factor de conversión dimensional:

$$V = lF = L_p \frac{di}{dt} + R_p i + \frac{l}{C_p} \int idt \quad (5)$$

siendo la capacitancia física C_p del dispositivo equivalente a la suma de C_1 y C_2 , representando esta última la capacitancia interelectrónica (Fig. 4). Además, cuando este sensor es utilizado en bajas frecuencias, los valores correspondientes a L_p y R_p pueden ser despreciados.

Considerando además del equivalente eléctrico del sensor, el correspondiente al cable de conexión y al dispositivo de medida, resulta una cadena de medición tal como la de la Fig. 5, en donde $C_T (=C_2 + C_c + C_e)$ representa la capacitancia total, obtenida como suma de las correspondientes a los tres componentes del circuito eléctrico y R_e , la resistencia equivalente en la entrada del equipo de medición, del orden de 10 Kohm, dependiendo del sensor usado.

Luego, planteando las ecuaciones de transferencia correspondientes a este modelo simplificado, se tiene:

$$V = \lambda F = \frac{l}{sC_l} i + U = \frac{l}{sC_l} i + RE \quad i_2 = \frac{l}{sC_l} i + \frac{l}{sC_r} i; \quad i = i_1 + i_2 \quad (6)$$

que resulta equivalente a:

$$V = \lambda F = \frac{l}{sC_l} \left(U s C_r + \frac{l}{R_e} \right) + U = U \left(\frac{C_r}{C_l} + \frac{l}{sC_l R_e} + 1 \right) \Rightarrow$$

$$F = U \left(\frac{C_r}{\lambda C_l} + \frac{1}{\lambda s C_l R_e} + \frac{1}{\lambda} \right) = \left(\frac{C_r}{\lambda C_l} + \frac{1}{\lambda} \right) U + \frac{1}{\lambda C_l R_e} \frac{U}{s} = K_1 U + K_2 \frac{U}{s}$$

o bien, en función de las señales temporales: $F(t) = K_1 u(t) + K_2 \int_0^t u(t) dt$ (7)

donde los coeficientes K_1 y K_2 son característicos de la configuración utilizada y del sensor elegido. El valor de estos coeficientes puede ser obtenido mediante calibración, a partir de la relación existente en el dominio de la frecuencia entre la fuerza aplicada y la tensión entregada, según:

$$F(s) = U(s) \left(K_1 + \frac{K_2}{s} \right) \quad P$$

$$G(s) = \frac{F(s)}{U(s)} = \frac{s}{K_1 s + K_2} = \frac{l}{K_2} \frac{s}{\left(s \frac{K_l}{K_2} + 1 \right)} \quad (8)$$

siendo $1/K_2$ la ganancia y K_1/K_2 la constante de tiempo del polo que representa al sensor.

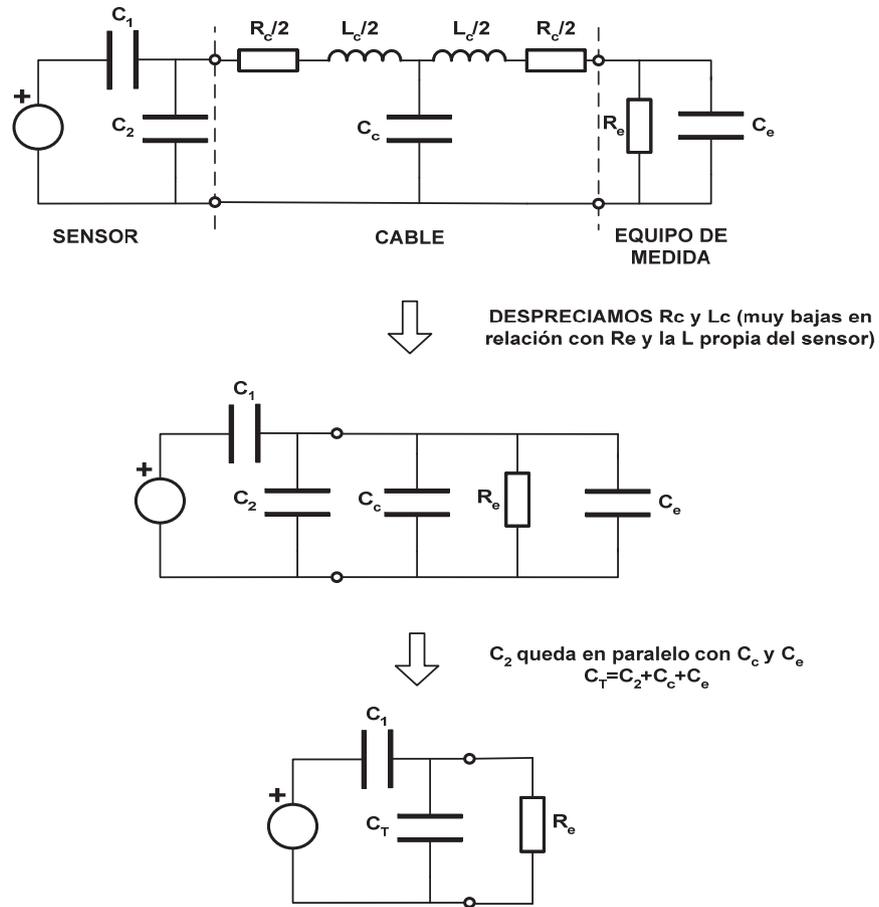


Fig. 5. Equivalente eléctrico resultante del cable de conexión y del dispositivo de medida sobre el circuito del sensor.

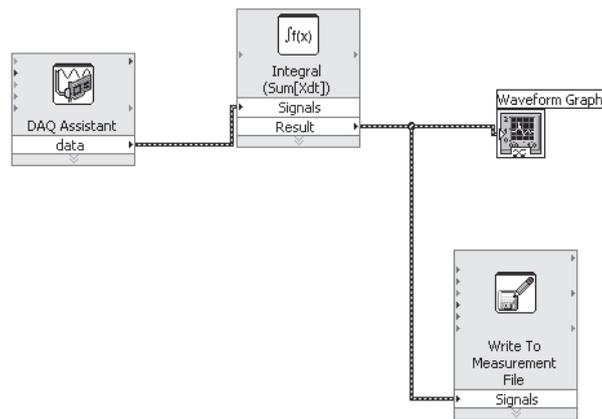


Fig. 6. Diagrama de bloques del sistema de procesamiento de la señal de entrada, implementado en LabView.

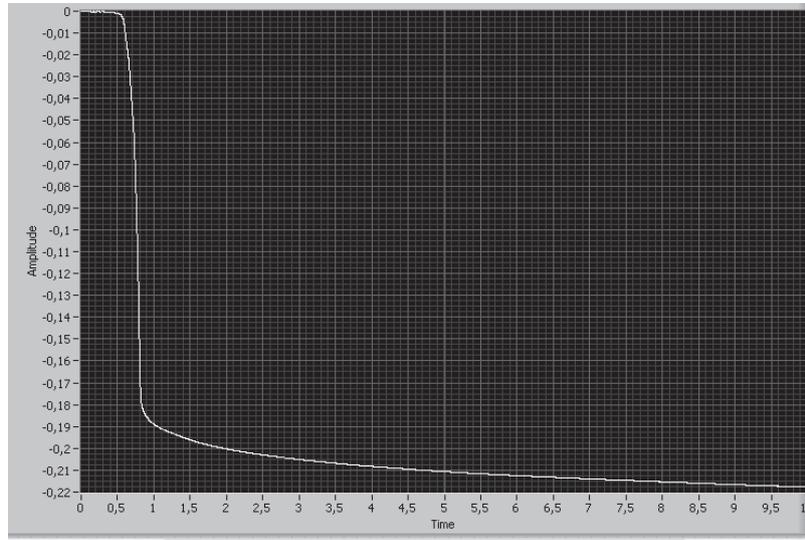


Fig. 7. Respuesta obtenida mediante el sistema de procesamiento implementado en LabView.

Luego, de acuerdo con la configuración de la Fig. 6, utilizando LabView 8.3 para representar una función escalón de fuerza calibrado del orden de los 6 Kg y efectuando mediante la placa USB-609, una adquisición de la respuesta en tensión a 1Ksample durante 10 segundos (la cual es luego integrada), se obtiene el valor de 27.27 Kg/Volt para la ganancia y 36.36 para la constante de tiempo.

Por su parte, en la Fig. 7 se representa el resultado obtenido luego de la integración, en donde una capacidad interelectrónica y C_2 elevada es determinante para lograr un retardo significativo de la respuesta. Si se disminuye la resistencia R_e a valores del orden de 5 Kohms, el valor de tensión de salida obtenido es muy inferior, lo cual implicaría el empleo de convertidores de mayor resolución para la señal de entrada.

De esta manera, se propone aquí integrar la señal de entrada despreciando el polo para recuperar la fuerza en función del tiempo o bien, si se determina la constante de tiempo del polo, efectuar la integración de la señal de acuerdo con (7). Por consiguiente, el uso de la integración numérica permite simplificar el dispositivo que ahora sí puede ser integrado en la plantilla. El dispositivo de adquisición se dispone directamente en el tobillo del paciente y se logra con esto reducir la influencia del ruido electromagnético. Se evita el pulsador de reinicio dado que el capacitor usado en el trabajo anterior acumulaba carga de error u *offset* y no es necesario usar un dispositivo de adquisición de muy alta impedancia de entrada. La impedancia del bucle es reducida con la resistencia usada en paralelo con el sensor.

2.2. Herramientas de Software

Se utilizaron dos herramientas de este tipo. La primera de ellas consiste en el entorno de programación LabView®, debido a su compatibilidad con la tarjeta de adquisición empleada y a su facilidad de manejo en cuanto al entorno de programación gráfica [14-15]. Mediante LabView se verificaron las características de adquisición de la placa NI-DAQ USB6009 y el funcionamiento de los sensores piezoeléctricos, logrando así el registro de la señal generada por éstos y su posterior procesamiento y reporte de datos.

Por su parte, para la generación de la interfaz de usuario se prefirió utilizar un lenguaje de programación libre, tal como el denominado Object Pascal [19], que utiliza Borland Delphi [16] como entorno de desarrollo de software, permitiendo así crear un aplicación ejecutable. En la Fig. 8 se muestra el panel principal que ejecuta el usuario del prototipo, en donde se puede observar en la parte superior izquierda, un menú principal con las denominaciones: Pacientes, Setup, Gráficas, Acerca. A continuación y por debajo de este menú principal, se presentan datos del paciente que se está evaluando, tales como su nombre, edad y peso, fecha de realización y tipo estudio que se efectuará. El operador dispone también de un navegador que le permite seleccionar entre los distintos estudios guardados en la base de datos, así como

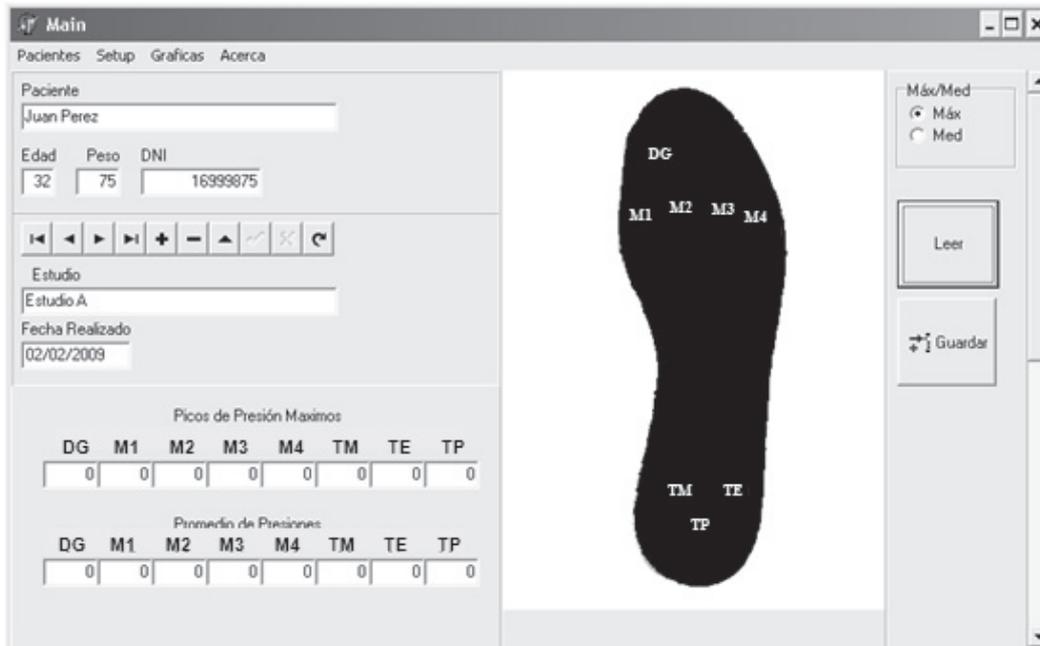


Fig. 8. Interfaz de usuario de la aplicación ejecutable. La distribución de los sensores 1 a 8 se corresponde respectivamente, con: DG: dedo gordo; M1: metatarso 1; M2: metatarso 2; M3: metatarso 3; M4: metatarso 4; TM: talón medio; TE: talón externo; TP: talón posterior.

Tabla 1. Características de las personas evaluadas.

Sujeto de prueba	Género	Edad	Peso	Número Calzado	Observaciones
Caso 1	F	26	58	37-38	Apariencia saludable
Caso 2	F	28	60	37-38	Apariencia saludable
Caso 3	F	26	58	37-38	Simulación marcha balanceante
Caso 4	F	26	58	37-38	Simulación de un impacto

de una grilla en la parte inferior izquierda en donde se visualizan las presiones máximas y el promedio registrados por cada uno de los sensores en el estudio en curso o en previos.

Asimismo, en la parte central del panel se presenta una gráfica de la plantilla, en donde aparecen los valores de presión registrados por los sensores distribuidos en la plantilla (valores máximos y promedio para cada sensor), mientras que en la parte derecha del panel se muestran los comandos que permiten iniciar, configurar y guardar la medición. Los detalles de la aplicación desarrollada pueden consultarse en [12].

3. RESULTADOS

Se realizaron pruebas experimentales de funcionamiento del prototipo registrador de presiones plantares, evaluando 2 personas luego de la firma de un consentimiento informado para la realización de la prueba. Los datos individuales y condiciones particulares de la prueba se muestran en la tabla 1.

Se obtuvo luego el diagrama de barras para cada uno de los sujetos analizados. Las diferencias observadas entre registros se deben a las características anatómicas y fisiológicas propias de cada individuo. Para el caso 1, sujeto con marcha normal, los valores registrados se aproximan al rango de normalidad establecido con plantillas instrumentadas Biofoot/IBV® [20] para las regiones del cuarto metatarso (M4) y las zonas medial (TM) y posterior (TP) del talón, siendo menores en las zonas restantes. Para el caso 2, con

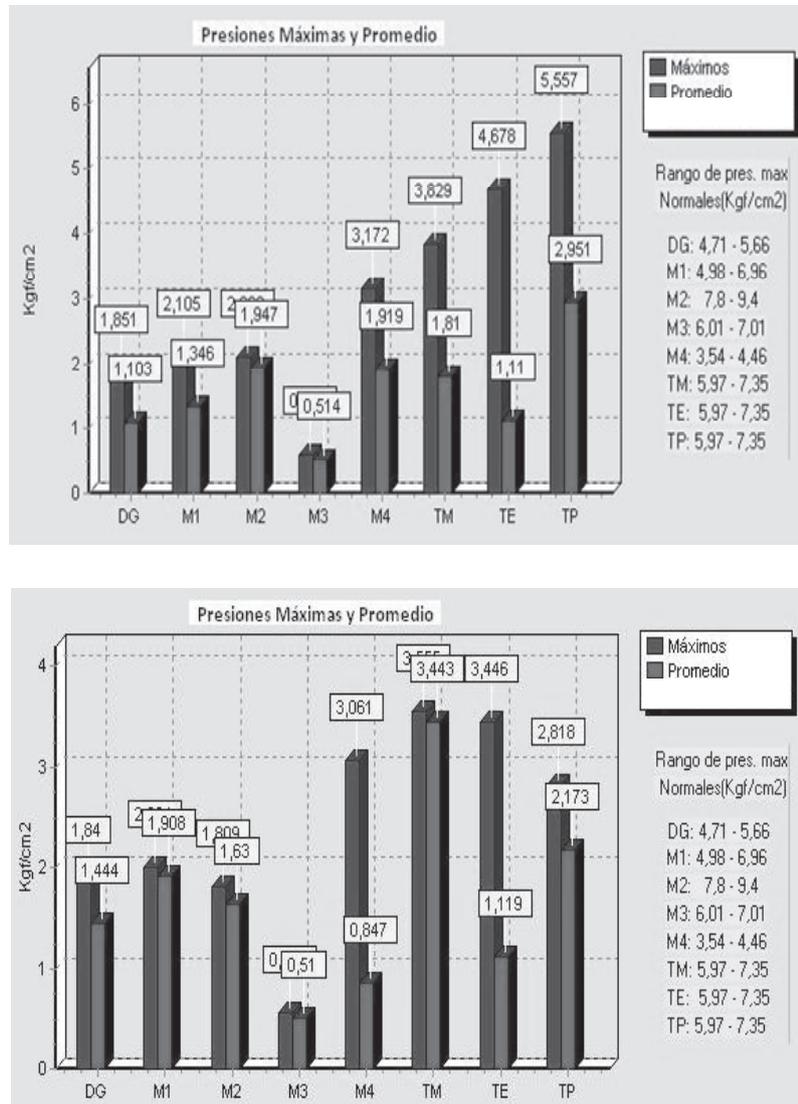


Fig. 9. Gráficos de barras correspondientes a la distribución de presiones plantares en A: Caso 1 de marcha normal y B: Caso 3 de marcha balanceante. En cada gráfico la barra situada a la izquierda de cada grupo indica el valor de presión máxima registrada, mientras que la central muestra el valor promedio en la correspondiente zona del pie, comparados con el valor normal obtenido a partir de registros de la literatura [20], señalados además en el recuadro situado en la parte inferior derecha.

iguales características de marcha al anterior, se obtuvo un registro de presiones con valores normales, existiendo un predominio de mayores presiones en el sector del talón. Por su parte, los casos 3 y 4 simulaban un tipo específico de marcha patológica; en el caso 3 se realizó una marcha balanceante, con una caída abrupta del peso corporal sobre la extremidad inferior afectada. El registro de presiones plantares en esta extremidad indica un aumento de su valor en todas las regiones evaluadas, siendo notable el aumento de la presión registrada en el sector medial del talón, lo cual muestra una tendencia del paciente a apoyar con mayor intensidad este sector del pie. Por último, la prueba de marcha del caso 4 consistió en realizar un salto y continuar caminando luego en condiciones normales, lo cual produjo un registro con valor de pico máximo ubicado en la región del cuarto metatarso y un valor medio significativamente menor respecto del máximo. En las Figs. 9a y 9b, se muestran los diagramas de barras obtenidos para los casos 1 y 3, respectivamente.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolló e implementó un dispositivo para el registro de presiones plantares basado en una matriz de sensores distribuidos en una plantilla. Para esto se emplearon herramientas de hardware y software, que permiten obtener un sistema portátil que puede ser utilizado en pruebas de locomoción, sin restricción del espacio de medición. Asimismo, el sistema simplifica la etapa de acondicionamiento de la señal, logrando recuperar dinámicamente la señal a través de la integración numérica. Además, esto posibilita la ubicación del dispositivo de adquisición USB6009 directamente en el tobillo, a través de un brazalete conectado a la plantilla termo moldeada, requiriendo calibración sólo en el caso en que exista un intercambio de los sensores que conforman la plantilla.

Por su parte, la interfaz de usuario desarrollada permite seleccionar distintas formas de representación de las presiones medidas, así como almacenar diferentes estudios de un mismo paciente. El dispositivo fue evaluado por un profesional de la salud, quien manifestó su gran utilidad diagnóstica y pronóstica de patologías de locomoción, la amigabilidad de la interfase de usuario, así como el fácil acceso a la información almacenada y los bajos requerimientos de instalación.

El análisis de los resultados obtenidos en los sujetos de prueba demuestra las aplicaciones del prototipo implementado. En efecto, el dispositivo puede ser de utilidad no sólo para el diagnóstico [3-7], sino también para el tratamiento de patologías de la marcha [8-9]. En el primer caso, el registro de presiones plantares le permitiría al médico especialista, diagnosticar patologías de la marcha que puedan desarrollarse como consecuencia de una distribución anormal de presiones plantares. En el segundo caso, a partir de la medida de la distribución de presiones plantares podrían evaluarse los resultados de un determinado tratamiento o bien, aplicarse en el área de la ortopedia para diseñar ortesis plantares o algún tipo de calzado especial, que ayude a corregir los efectos de las deficiencias de la locomoción.

En base a estas consideraciones, puede concluirse que el prototipo propuesto originalmente con las modificaciones incorporadas en este trabajo, reúne las condiciones necesarias para el registro y evaluación de las presiones plantares, a un costo significativamente menor que los sistemas comercialmente disponibles.

REFERENCIAS

- [1] Sánchez La Cuesta, J.J., Prat Pastor, J.M., Hoyos Fuentes, J.V., Viosca Herrero, E., Soler Gracia, C., Comín Clavijo, M., Lafuente Jorge, R., Fabregat, A. y Vera, P.P, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia (1999)
- [2] Duckworth, T., Betts, R.P., Franks, C.I., Bruke, J., “The measurement of pressures under the foot”, *Foot and Ankle*, **3**, 30-141 (1982)
- [3] Abu-Faraj, Z.O., Harris, G.F., Smith, P.A., Plantar Pressure-Based Quantitative Assessment of Subtalar Arthrodesis in the Rehabilitation of the Planovalgus Foot Deformity, En: *Foot and Ankle Motion Analysis. Clinical Treatment and Technology*, CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, United States of America, 105-129 (2008)
- [4] Hennig, E., Rosenbaum, D., “Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults”, *Foot and Ankle*, **11**, 306–311 (1991)
- [5] Bertsch, C., Unger, H., Winkelmann, W., Rosenbaum, D., “Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children”, *Gait and Posture*, **19**, 235–242 (2004)
- [6] Liy, X.C., Thometz, J., Dynamic Plantar Pressure Characteristics and Clinical Applications in Patients with Residual Clubfoot. En: *Foot and Ankle Motion Analysis. Clinical Treatment and Technology*, CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, United States of America, 63-77 (2008)
- [7] Ledoux, W., The Biomechanics of the Diabetic Foot. En: *Foot and Ankle Motion Analysis. Clinical Treatment and Technology*, CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, United States of America, 317-345 (2008)
- [8] Novak, P., Burger, H., Tomsic, M., Marincek, C., Vidmar, G., “Influence of foot orthoses on plantar pressures, foot pain and walking ability of rheumatoid arthritis patients-a randomised controlled study”, *Disability & Rehabilitation*, **31**, 8, 638 – 645 (2009)

- [9] Redmond, A.C., Landorf, K.B., Keenan, A.M., “Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study”, *Journal of Foot and Ankle Research*, **2**, 1-10 (2009)
- [10] Medved, V., Measurement of human locomotion, CRC Press LLC, United States of America (2001).
- [11] Winter, D.A., *The Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons Inc., United States of America (2005)
- [12] Battistella, M.E., Lescano, C.N., Rodrigo, S.E., Rodrigo, R.H., “Registrador de Presiones Plantares en Condiciones Dinámicas”, Memorias del XVII Congreso Argentino de Bioingeniería, VI Jornadas de Ingeniería Clínica, Rosario 2009, 156, 1-4, Rosario (2009)
- [13] National Instrument Corporation: NI USB 6008-6009, User Guide and Specifications (2009).
- [14] Lajara Vizcaíno, J.R., Pelegrí Sebastià, J., *LabVIEW. Entorno gráfico de programación*, Marcombo, 2º Ed., España (2011)
- [15] Essick, J., *Hands-On Introduction to LabVIEW for Scientists and Engineers*, Oxford University Press, United States of America (2013)
- [16] Teixeira, S., Pacheco, X., *Borland Delphi 6 Developer's Guide*, Sams Publishing, United States of America (2002)
- [17] Pallás Areny, R., *Sensores y acondicionadores de señal*, Marcombo, Barcelona (1994)
- [18] Pérez García, M.A., Álvarez Anton, J.C., Campo Rodríguez, J.C., Ferrero Martín, F.J., Grillo Ortega, G.J., *Instrumentación Electrónica*, Ed. Thomson, Madrid (2005)
- [19] Tenenbaum, M., Augstein, M.J., *Data Structures Using Pascal* (1986)
- [20] Martínez Nova, A., Sánchez Rodríguez, R., Cuevas García, J., Patrón de presiones plantares en el pie normal: Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas, Universidad de Extremadura, Madrid (2006)

DEVELOPMENT OF A DYNAMIC PLANTAR PRESSURES REGISTRATION SYSTEM

Abstract – It is well established that the quantification of the plantar pressure distribution provides valuable information about the structure and function of ankle and foot joints, which may be used as an important research and clinical tool in the analysis of human gait. Taking into account this background, the aim of this study was to optimize a prototype device for dynamic plantar pressure recording, previously developed using an instrumented insole with piezoelectric sensors. Such optimization was related with digital processing of the acquired signals using numerical integration of the input signal, without using electrometric amplifier stage, which not only simplifies the hardware implemented, but also the steps required for static and dynamic calibrations. The obtained results were comparable to those achieved on the basis of the original device.

Keywords – Biomechanics, Human gait, Assessment, Plantar pressures.