

Implementación de un sistema de telemetría de bajo costo para medición de presiones plantares

Jorge Humberto Torres

Médico general, Msc. Phd. en Ingeniería Biomédica. Profesor de cátedra, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad de los Andes. Bogotá D.C., Colombia. jotorres@uniandes.edu.co

Carlos Ernesto Villarraga

Ingeniero Eléctrico y Electrónico, Msc. en Ingeniería Electrónica y de Computadores. Investigador Centro de Microelectrónica (CMUA), Universidad de los Andes. Bogotá D.C., Colombia. ca-villa@uniandes.edu.co

Rafael Hernán Polanía

Ingeniero Electrónico, Universidad de los Andes. Bogotá D.C., Colombia.

Ali Ahmed Egel

Ingeniero Electrónico e Industrial. Asistente de Investigación. Universidad de los Andes. Bogotá D.C., Colombia. a-egel@uniandes.edu.co

PALABRAS CLAVE

Comunicación inalámbrica, señal de radiofrecuencia, presión plantar.

KEY WORDS

Wireless communication, radiofrequency signal, plantar pressure.

RESUMEN Se implementó un prototipo de comunicación inalámbrica para medición de presiones plantares, empleando un protocolo de comunicación unidireccional y utilizando un microcontrolador y módulos de transmisión y recepción de radiofrecuencia (RF) de bajo costo fabricados por la empresa Linx Technologies (Merlín, Oregon, USA). Se presenta la forma utilizada para detección de errores, codificación y sincronización. La transmisión de datos se realizó a 5 Kbps en las frecuencias disponibles de 315 y 433 MHz. Las frecuencias empleadas para la transmisión y recepción de la señal RF no presentaron niveles de interferencia superiores al umbral de ruido. La transmisión inalámbrica evita el uso de cables y proporciona más comodidad de uso del sistema de medición por un paciente. Detalles de la caracterización de los sensores y del diseño y la implementación del sistema de medición se han reportado previamente [1] [2].

ABSTRACT A prototype of wireless communication for the measurement of plantar pressures was implemented by employing a one-way communications protocol and by using a microcontroller and low cost modules for RF transmission and reception from the company Linx Technologies (Merlín, Oregon, USA). The method for error detection, codification and synchronization is presented. Data transmission was carried out at 5 Kbps in the available frequencies of 315 and 433 MHz. The employed frequencies for the transmission and reception of the RF signal did not present significant interference above noise level. The wireless communication avoids the use of cables and provides more comfort in the use of the measurement system by a patient. Details of sensor characterization and the design and implementation of the measurement system have been reported previously [1] [2].

INTRODUCCIÓN

En el área de bioingeniería es muy importante la manera como se lleva a cabo la captura, almacenamiento y visualización de datos adquiridos por medio de sensores. Existen situaciones en las cuales se presentan restricciones importantes en cuanto a tamaño, costo, consumo de potencia y geometría de los dispositivos electrónicos. Por esta razón, surge la necesidad de diseñar los sistemas tanto de captura como de almacenamiento de la manera más adecuada posible para la aplicación específica y con el objetivo de cumplir con las restricciones de diseño que se tienen.

Este proyecto estuvo motivado por la necesidad que se tiene de monitorear la presión aplicada a zonas específicas de la planta del pie en pacientes que sufren de pie insensible, como los diabéticos, con el objetivo de detectar picos de presión excesiva y poder diseñar en un futuro plantillas que alerten al paciente y a su médico acerca de la ocurrencia de dichas presiones anormales [1] [2] [3]. Uno de los grandes problemas que afrontan los pacientes con plantas insensibles, particularmente los pacientes diabéticos, es la aparición de úlceras plantares que son de difícil curación y que frecuentemente progresan hasta comprometer estructuras profundas. Eventualmente, pueden presentarse infecciones severas e incluso gangrena que requiere amputación de un segmento de la extremidad inferior. En la literatura médica se describe que un cuidado apropiado del pie diabético puede reducir el riesgo de úlceras plantares en estos pacientes, y dentro de este cuidado es esencial mantener las presiones plantares por debajo de niveles peligrosos para los tejidos. Es necesario tener en cuenta que, para que un sistema de medición de este tipo pueda ser implementado en un país como Colombia, un requisito fundamental en el diseño debe ser un bajo costo, para que a él pueda tener acceso la mayoría de los pacientes considerando los limitados recursos económicos disponibles [1] [2].

Los grupos de Microelectrónica e Ingeniería Biomédica de la Universidad de los Andes han venido trabajando en el desarrollo de un sistema de bajo costo

para medición ambulatoria de presiones plantares que almacene los datos (para revisión posterior por un médico especialista) y que pueda alertar al paciente cuando se tienen presiones excesivas aplicadas a puntos específicos en la planta del pie. El sistema en su conjunto involucra el diseño de una plantilla para realizar la medición de presiones y un módulo de almacenamiento de datos y de alerta al paciente en caso de excederse umbrales de presión definidos previamente por el médico tratante. El sistema final requiere utilizar dos plantillas, derecha e izquierda, y, como cada plantilla no puede contener todos estos elementos por limitaciones de espacio y manipulación, el módulo de almacenamiento y alerta va separado y con ubicación preferida en la cintura del paciente. Para eliminar la dificultad y la incomodidad que implica al paciente tener cables conectados entre las dos plantillas y el módulo de la cintura, el sistema realiza la transmisión inalámbrica de los datos adquiridos en las plantillas hacia dicho módulo.

Este artículo se centra en la descripción de la parte del sistema encargada de la transmisión inalámbrica, buscando cumplir con la restricción de bajo costo. Los aspectos relacionados con la adquisición de los datos de presión en las plantillas, incluyendo la descripción de los sensores usados y su caracterización, ya han sido presentados en otros artículos [1] [2].

METODOLOGÍA

Se desarrolló un sistema electrónico que permitiese realizar las tareas de detección, transmisión y almacenamiento de información de presión plantar. El sistema se diseñó para ejecutar estas tareas con base en la utilización de dos plantillas, una para el pie derecho y otra para el izquierdo, cada una conteniendo ocho sensores piezo-resistivos de presión del tipo Flexiforce de la compañía Tekscan (Boston, Massachusetts, USA) [1]. Una vez realizada la detección correspondiente, se obtenían ocho señales en función de tiempo por cada plantilla. La señal de presión de cada sensor individual era muestreada a 25 Hz y convertida a se-

ñal digital para luego ser almacenada en una memoria temporal. Después del almacenamiento temporal, los datos eran entregados al módulo de transmisión. En cada plantilla se colocó un transmisor para envío de datos a un receptor diseñado para ser portado por un paciente en la cintura [2] [4] [7].

MÓDULO DE TRANSMISIÓN INALAMBRICA

El diseño para la transmisión de los datos se realizó cumpliendo con un protocolo de comunicación establecido. En primer lugar, se debieron tener en cuenta las funciones que debía tener este módulo, las cuales incluía:

- Generar un entramado de los datos que son adquiridos.
- Codificar las señales entramadas para minimizar la probabilidad de error en la transmisión inalámbrica.
- Transmitir los datos a una tasa de transmisión adecuada y en una banda frecuencia determinada.

El diagrama de bloques para el módulo de comunicación es el siguiente: (Figura 1)

Los bloques que se presentan en el diagrama de la figura 1, y que representan los diversos estados del proceso, son los siguientes:

- Entramado: en este estado se realiza el entramado de las ocho señales. Este estado se visita una sola vez

en cada proceso de muestreo de los ocho sensores y se permanece en él mientras se entraman las ocho señales que se encuentran almacenadas en memoria temporal.

- Codificación: aquí se codifican las ocho señales que han sido entramadas anteriormente. La condición para llegar aquí es que el entramado haya terminado y los datos estén listos para ser codificados.
- Empaquetamiento: se empaquetan los datos listos para transmitir, de modo que se le envíen bit a bit al transmisor a una tasa de 5kbps. Este estado debe ser visitado 156 veces, que corresponde al número de bits a ser transmitidos en cada proceso de muestreo.
- Transmisión: en este estado se lleva a cabo la transmisión de los datos, visitándose 156 veces, cada vez que se realiza un empaquetamiento.

TRANSMISIÓN

En este sub-módulo se lleva a cabo la transmisión inalámbrica de la información en la banda de radio de frecuencia determinada. La manera más habitual de implementar la comunicación inalámbrica es utilizar una sola frecuencia de transmisión, haciendo que la comunicación entre las partes que transmiten y el receptor sea bidireccional por multiplexación de tiempo y sincronizada por el receptor. Sin embargo, esta manera de comunicación inalámbrica exige tres

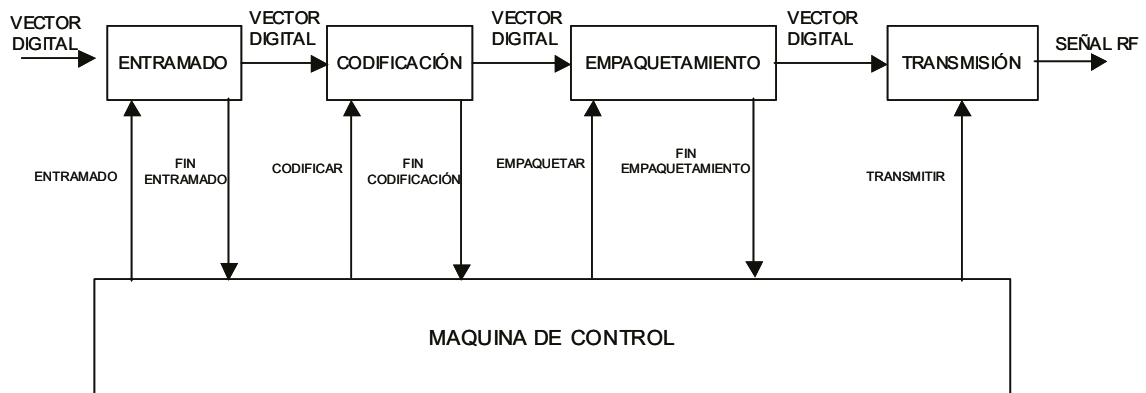


Figura 1. Diagrama de bloques del módulo de transmisión.

elementos transceiver para nuestro caso. La desventaja de emplear estos dispositivos es que el costo puede ser muy elevado.

Una alternativa para llevar a cabo la transmisión es implementar la multiplexación de frecuencia, donde la comunicación entre los dos transmisores y el módulo de recepción se hace de manera independiente en tiempo y de forma unidireccional, siendo necesario escoger dos frecuencias de transmisión. Utilizando esta técnica se sacrifica eficiencia, pero el costo resulta mucho menor. Las bandas de frecuencias para transmitir están en 433 MHz, cuyo uso es permitido por el Ministerio de Comunicaciones sin ninguna restricción, y 315 MHz, cuyo uso está regulado por el Ministerio.

Por esta razón, la implementación física de los submódulos de entramado, codificación y empaquetamiento se puede llevar a cabo en un mismo microcontrolador. El microcontrolador elegido es el MC68HC908GP32 de la familia de 8 bits de Motorola (hc08) con las siguientes características relevantes para nuestro sistema [8]:

MC68HC908GP32	
CARACTERÍSTICA	VALOR
Convertidores A/D	8 x 8 Bits
Timers	2 x 16 Bits
Pines	40 DIP, 42 SDIP, 44 QFP
Pines de entrada/salida	33
Frecuencia de operación	5V = 8 Mhz, 3V = 4Mhz
Memoria Flash	32Kbytes
Memoria RAM	512 Bytes
Consumo máximo	5mA

Tabla 1. Características del microcontrolador. [6]

Se escogió este microcontrolador porque posee un convertor con el número de canales requerido en la etapa de adquisición de señal, la memoria y la capacidad de procesamiento necesaria para almacenar los datos adquiridos de los sensores, dos temporizadores internos, uno para llevar el control de los 25 Hertz que se necesitan en el muestreo de los sensores y el otro para llevar el control de la tasa de transmisión, que se debe realizar a 5kbps.

Para la implementación del entramado y transmisión, los dispositivos de la compañía LINX eran nuestra mejor opción en el mercado por costo y tamaño. El costo de la implementación con transceiver estaba por encima de 115 dólares por pareja de transceivers, por lo que desechamos esta alternativa. Los costos para la implementación con transmisores y receptores por separado son los siguientes:

TX - RX POR SEPARADO	
VELOCIDAD DE TX	COSTO
5 Kbps	33 Dolares
10 Kbps	31.5 Dolares

Tabla 2. Costos de los dos pares transmisor-receptor [9].

La mejor alternativa en el mercado era la brindada por la pareja transmisor-receptor de LINX de 10kbps. Sin embargo, para la implementación se empleó la pareja transmisor-receptor de 5kbps debido a que el transmisor de 10kbps se encontraba agotado en el mercado en el momento de compra de los dispositivos. Las características de estos dos transmisores son las siguientes:

CARACTERÍSTICA	LC LINX (5KBPS)	LC LINX (10KBPS)
Máxima corriente	6mA a 5.2V	7mA a 5.2V
Corriente en stand by	1.5uA	35uA
Tiempo de encendido	80us	0.5ms
Tiempo de apagado	100ns	100ns

Tabla 3. Características de los transmisores [10].

El diagrama de conexiones del transmisor de 5 Kbps es el siguiente:

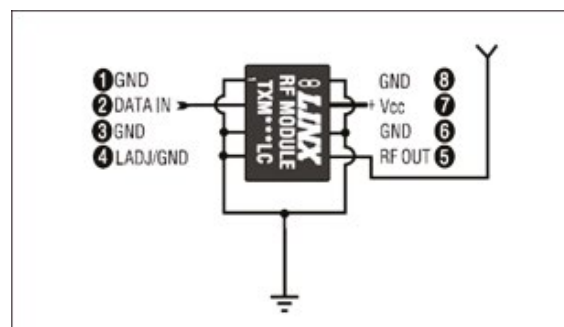


Figura 2. Esquemático del transmisor [10].

La antena que se seleccionó para llevar a cabo la comunicación fue la sugerida por LINX para sus transmisores de montaje superficial, también de bajo costo.

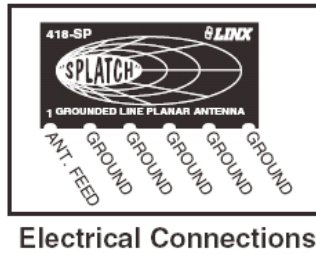


Figura 3. Esquemático de la antena. [9]

Las características de esta antena RF son las siguientes:

CARACTERÍSTICA	VALOR
Acoplamiento	Ninguno
Ganancia	Mayor a uno
Pérdidas	Bajas
Impedancia característica	50 Ohmios
Polarización lineal	Favorable
Precio máximo	1,75 Dólares

Tabla 4. Características de la antena. [9,11]

ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO DE LA PLANTILLA

El esquemático de la implementación es el siguiente:

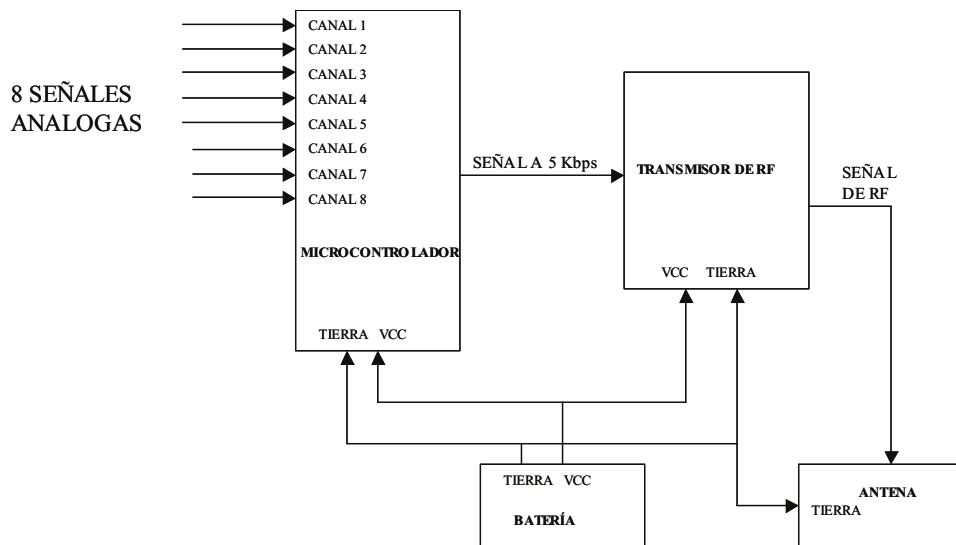


Figura 4. Esquemático de los módulos de adquisición y comunicación.

MÓDULO DE RECEPCIÓN

El esquema de la figura 5 muestra el diagrama de bloques general del dispositivo diseñado para la recepción de los datos adquiridos en las plantillas, el cual puede ser portando por el paciente en la cintura. El primer módulo es el de recepción de los datos recibidos de la señal RF, los cuales pasan a un módulo de decodificación. Una vez los datos enviados por el transmisor en la plantilla son recibidos, se guarda la información en el módulo de almacenamiento. Luego de que los datos han sido recibidos por transmisión inalámbrica, han sido decodificados y ya se encuentran almacenados, éstos pasan por un módulo de empaquetamiento de datos para que éstos puedan ser descargados posteriormente a un computador a través de un puerto USB para análisis por el médico. El diagrama de bloques de la figura 5 muestra someramente cómo los datos recibidos inalámbricamente van a ser manejados posteriormente.

- **Módulo de recepción Inalámbrico:** Este módulo se encarga de realizar la recepción de los datos que envía el módulo de transmisión inalámbrico ubicado en la plantilla. Este módulo permanece encendido desde el momento en que se entra al estado de recepción de datos debido a que éstos pueden ser recibidos en

cualquier momento. Los datos son enviados inmediatamente al módulo de decodificación.

- **Módulo de decodificación:** Este módulo se encarga de recibir los datos provenientes del módulo de recepción y de decodificar la información realizando un desentramado de los datos. Se chequea si hay errores de transmisión; luego de que se ha hecho la correcta identificación de los datos se procede a enviarlos al módulo de almacenamiento en memoria.

- **Módulo de Almacenamiento en Memoria:** Se almacenan los datos ya decodificados para posteriormente ser enviados a un PC para su visualización.

- **Módulo de transmisión de datos a un PC:** Este módulo se encarga, cuando se requiera, de hacer un puente de comunicación entre el dispositivo de la cintura del paciente y el computador del médico por medio del puerto USB.

PRUEBAS Y VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

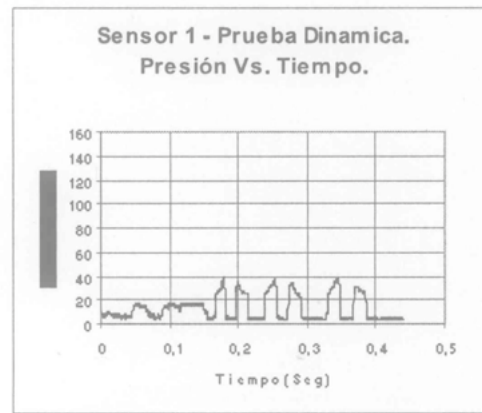
Se desarrolló un software de visualización en tiempo real en LabView y se realizaron pruebas de adquisición de señal. Los datos grabados se graficaron en archivos de Excel para mejor interpretación [1] [2]. A continuación se muestran los resultados de los datos transmitidos y recibidos mediante el prototipo desarrollado.

DISEÑO GENERAL PARA PROTOTIPO FINAL CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

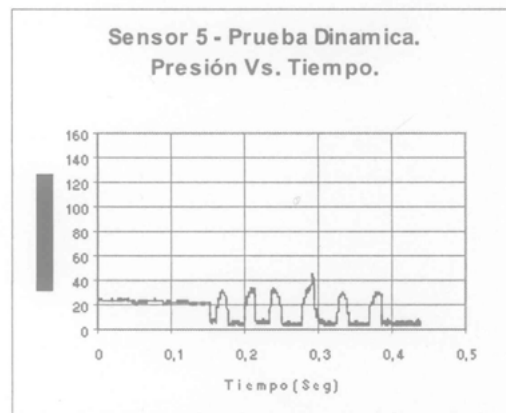
En las figuras 10 y 11 se muestran, respectivamente, la ubicación de transmisor y receptor (LINX) en los circuitos impresos del módulo de adquisición y transmisión en la plantilla y del módulo de recepción, almacenamiento y alerta al paciente que va en la cintura.

COSTOS DE PROTOTIPO CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

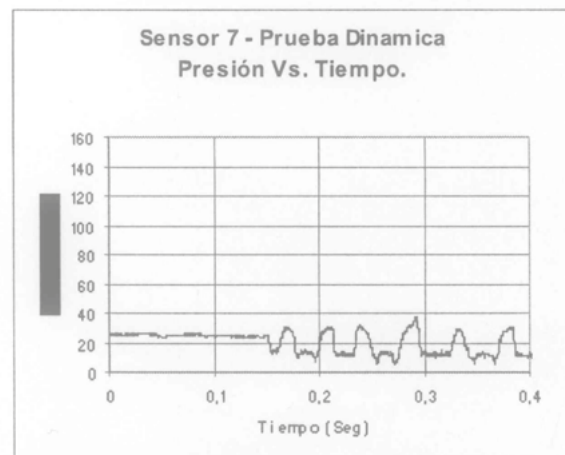
Las siguientes tablas muestran los costos globales de un prototipo con comunicación inalámbrica. Pueden notarse los bajos costos de los componentes de transmisión inalámbrica: transmisor RF, receptor RF y sus correspondientes antenas.



(a)



(b)



(c)

Figura 9. Pruebas adicionales

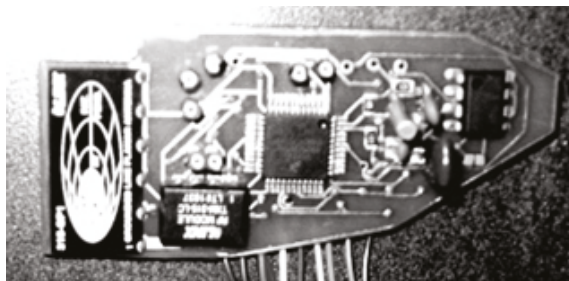


Figura 10. Sistema electrónico de adquisición y transmisión

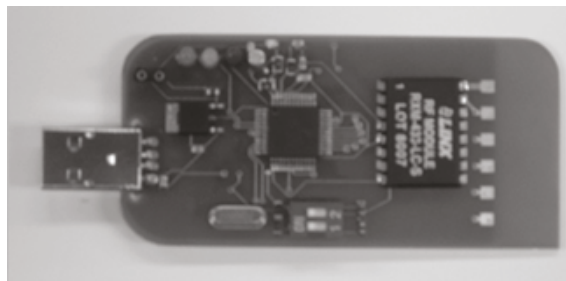


Figura 11. Sistema de recepción

ÍTEM	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO PESOS M/CTE
Microcontrolador	1	10.40	24,492.0
Transmisor RF	1	6.90	16,249.5
Amplificadores Operacionales	2	1.13	5,322.3
Regulador de Voltaje	1	2.86	6,735.3
Batería	1	4.00	9,420.0
Antena	1	2.08	4,898.4
Resistencias, condensadores, otros	1	5	11,775.0
Circuito Impreso	1	NA	40,000.0
Sensores	8	10.00	188,400.0
		Subtotal Plantilla	\$307,292.5

Tabla 5. Costos Plantilla

ÍTEM	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO PESOS M/CTE
Microcontrolador	2	10.40	48,984.0
Memoria	2	10.83	51,009.3
Batería	1	9.00	21,195.0
Receptor RF	2	13.79	64,950.9
Integrado USB	1	5.8	13,659.0
Cable USB	1	7.00	16,485.0
Antena	2	2.08	9,796.8
Resistencias, condensadores, otros	1	6.00	14,130.0
Circuito impreso	1	NA	45,000.0
		Subtotal Cintura	\$285,210.0

Tabla 6. Costos Sistema Central

CONCLUSIÓN

Se desarrolló un sistema de transmisión inalámbrica para datos adquiridos de presiones plantares. Este sistema de transmisión cumple con los requisitos de la aplicación y tiene un bajo costo en relación con los modelos “transceiver” bidireccionales y los dispositivos comerciales que se encuentran disponibles en el mercado. Las frecuencias empleadas para la transmisión y recepción de la señal RF no presentaron niveles de interferencia superiores al umbral de ruido. La transmisión inalámbrica evita el uso de cables y proporcionan más comodidad al paciente. Las pruebas de validación en pacientes del prototipo diseñado y de los datos de presión medidos apenas se están iniciando y se presentarán en una publicación posterior.

REFERENCIAS

- [1] **J. Torres, C. Villarraga, A. Egel, B. Moreno, A. García, R. Polanía.**
 “Caracterización de Sensores Piezoresistivos para Medición Ambulatoria de Presiones Plantares”. 2º Cong. Colombiano de Bioingeniería e Ing. Biomédica. Oct. 2005. Bogotá, Colombia. (Galardonado como *Mejor Presentación Oral en el Área de Instrumentación Biomédica*).
- [2] **J. Torres, C. Villarraga, A. Egel, B. Moreno, A. García, R. Polanía.**
 “Sistema de Medición Ambulatoria de Presiones Plantares”. 4º Congreso IBERDISCAP. Feb.2006. Vitoria, Brasil.
- [3] **DG. Armstrong, LA. Lavery, TR. Bushman.**
 “Peak foot pressures influence healing time of diabetic ulcers treated with total contact casts”. *J Rehabil Res Dev.* 35. pp- 1-5. 1998.
- [4] **T. Kastenbauer, G. Sokol, M. Auinger, K. Irsigler.**
 “Running shoes for relief of plantar pressure in diabetic patients”. *Diabet Med.* 15 pp.518-522. 1998.
- [5] **H. Zhu, JJ. Wertsch, GF. Harris, et al.**
 “Foot pressure distribution during walking and shuffling”. *Arch Phys Med Rehabil.* 72 pp. 390-397. 1991
- [6] **S. Hurry.**
 “Plantar pressure-measurement sensors”. *Measurement Sci. Technology* pp. R16-R32. 1999
- [7] **G. Giakas, V. Baltzopoulos.**
 “Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry”. *Gait Posture* 5, pp. 189–97. 1997.
- [8] Manual PDF del microcontrolador MC68HC908GP32 de Motorola.
- [7] Linx Pricelist 02/04/04.
- [9] Lc-Series Transmitter Module Data Guide, Linx Technologies (<http://www.linxtechnologies.com>).
- [10] Data Guide “Splatch” Planar Antennas, Linx Technologies (<http://www.linxtechnologies.com/>).