

DESARROLLO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MEDIR AMBULATORIAMENTE PRESIONES EN LA PLANTA DEL PIE INSENSIBLE

Jorge Torres¹, Antonio García², Carlos Villarraga², Alí Egel², Rafael Polanía²

¹Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB), <http://ingbiomedica.uniandes.edu.co>,

²Centro de Microelectrónica (CMUA), <http://cmua.uniandes.edu.co>

Universidad de los Andes, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

RESUMEN

Con el fin de medir ambulatoriamente las presiones en 8 puntos estratégicos de la planta del pie humano, en pacientes que sufren de pie insensible, se diseñó un sistema de telemetría el cual consta de 2 plantillas instrumentadas encargadas de medir continuamente los valores de presión presentados en cada una de las plantas de los pies y transmitirlos mediante un enlace de comunicación inalámbrico a un sistema portátil encargado de recibir y almacenar las mediciones, para posteriormente descargarlas a una computadora en cual se pueden hacer los distintos diagnósticos respectivos por parte de los médicos especialistas. Las principales restricciones en el desarrollo del proyecto fueron; el costo del sistema total junto con el tamaño y el consumo de potencia de las plantillas instrumentadas. Las pruebas realizadas mostraron una operación confiable a una velocidad de transmisión de 5 KHz en las bandas de los 315 y 433 Mhz durante 8 horas de operación continua.

1. INTRODUCCIÓN

La neuropatía periférica es una condición o enfermedad que produce deficiencias sensoriales y motoras en las extremidades de las personas, particularmente en las regiones más distales, siendo los pies los miembros más afectados en pacientes que tienen esta condición que es debida especialmente a la diabetes [1,2]. Como consecuencia de estas deficiencias, los pacientes tienden a perder sensibilidad en el pie y a adquirir un patrón alterado de apoyo durante la marcha; generándose así valores de presión excesivos en la planta del pie. Esto conlleva al desarrollo de úlceras plantares las cuales pueden conducir a una infección difícil de tratar (por ejemplo gangrenas) y hacia futuro la pérdida o amputación de una extremidad [2].

Ante esta problemática surgió el proyecto titulado “Desarrollo de un Método para Monitoreo Ambulatorio de Picos de Presión en el Pie Insensible y de Alerta al Paciente con miras a la Prevención de Úlceras Plantares”, desarrollado conjuntamente por los grupos de investigación de Ingeniería Biomédica y de Microelectrónica de la Universidad de los Andes (CMUA) y el Laboratorio para el Análisis del Movimiento del Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt, con el apoyo de Colciencias; dentro del marco del “Programa Nacional de Ciencia y

Tecnología de la Salud”. El principal objetivo del proyecto consistió en buscar un método de bajo costo que permitiese el monitorear, de forma ambulatoria, los picos de presión plantares en pacientes con pie insensible, de forma no intrusiva, particularmente en pacientes diabéticos [3].

Como resultado, se desarrolló un sistema electrónico que permite medir las presiones en 8 puntos estratégicos de las plantas de los pies durante, aproximadamente, 10 horas continuas de operación. El sistema, modularmente, se conforma por un par de plantillas instrumentadas (una por cada pie) y sistema portátil el cual se porta en la cintura del paciente.

Las plantillas instrumentadas llevan incorporados un conjunto de 8 sensores de presión cada una, cuya información es adquirida, registrada y transmitida por un circuito electrónico embebido dentro de la misma plantilla. El módulo portátil permite, entre otros, recolectar, almacenar y descargar la información a un computador por medio de una interfaz USB. Las plantillas instrumentadas se comunican con el módulo portátil a través de un enlace de comunicación inalámbrico el cual opera en las frecuencias de los 315 y 433 Mhz. Por último se desarrolló una aplicación software la cual realiza la interfaz con el usuario y permite entre otras, descargar y visualizar los datos medidos.

Desde el punto de vista del diseño, el proyecto se dividió en dos etapas. La primera de ellas comprometió la selección y caracterización de los sensores a usar además del desarrollo de la cadena medida (etapa de adecuación y adquisición) [3,4] mientras que la segunda etapa involucró el desarrollo del enlace de comunicaciones inalámbrico junto con los bloques de procesamiento, almacenamiento e interfaz. El presente artículo discute, principalmente, el diseño del sistema digital involucrado en esta plataforma, incluyendo la telemetría. Detalles de las etapas de medición, acondicionamiento y adquisición se pueden encontrar en [3,4,5].

2. METODOLOGÍA

Como se mencionó arriba, en sus primeras etapas este proyecto involucró la caracterización de los sensores usados. Particularmente se empleó el sensor Flexiforce-A201 de la compañía Tekscan. Para esto fue necesario, entre otros, desarrollar un sistema de calibración

estático y dinámico que permitió obtener las curvas de comportamiento de los sensores en ambientes típicos de operación [3]. Una vez caracterizados los sensores se implementó la cadena de medición, la cual incluye las etapas de adecuación y adquisición de las señales provenientes de los sensores [5].

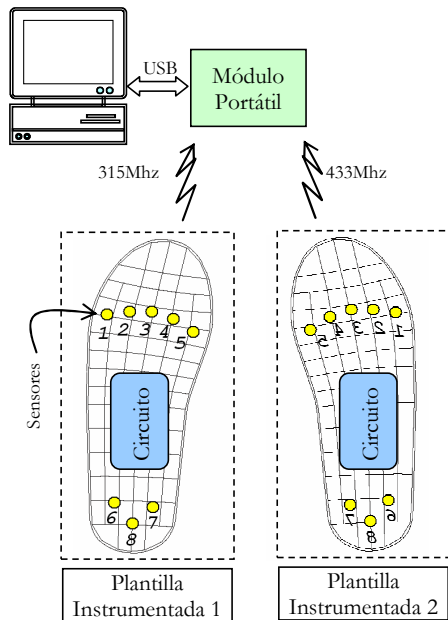


Figura 1. Diagrama de Bloques del Sistema

La figura 1 muestra los principales bloques del sistema propuesto. Dentro del diseño, el módulo de la plantilla instrumentada presentó una complejidad elevada ya que se debieron satisfacer simultáneamente restricciones de tamaño, consumo de potencia y costo, el cual se espera que sea suficientemente bajo para que la solución este al alcance en países en vía de desarrollo. Estas condiciones conllevaron en varias ocasiones a sacrificar desempeño en los elementos usados.

2.1. Plantilla Instrumentada

Del planteamiento del diseño del módulo de la plantilla instrumentada se llegaron a las siguientes especificaciones. En primera medida, ya que la plantilla va dentro del calzado del usuario o paciente, se debe garantizar que las dimensiones sean lo suficientemente pequeñas o adecuadas para no causar incomodidad alguna (por ejemplo no alterar el patrón de marcha del usuario). Teniendo en cuenta que el módulo debe contener el circuito electrónico involucrado junto con los sensores y la alimentación.

Por otra parte, una condición básica que debía cumplir el sistema era permitir un registro continuo y periódico de la actividad del paciente en un día típico, el cual se consideró alrededor de 8 horas, lo cual conlleva a que el sistema debe funcionar autónomamente durante este periodo de tiempo. Finalmente, la frecuencia de muestreo de los sensores (por cada canal) se estableció en 25 Hz [3] de forma tal

que el sistema es capaz de capturar todos los componentes en la actividad de marcha normal. La siguiente figura muestra el diagrama de bloques del módulo de la plantilla instrumentada.

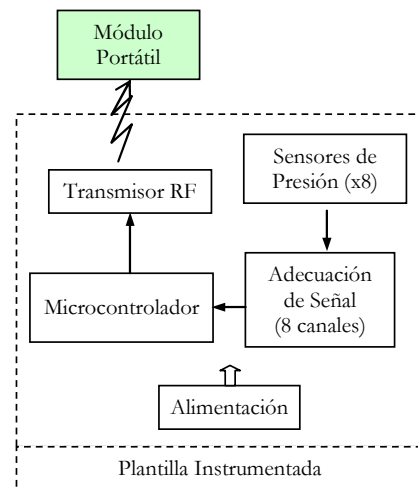


Figura 2. Diagrama de Bloques del Módulo de la Plantilla

A continuación se discuten cada uno de los bloques involucrados en este módulo.

2.1.1. Microcontrolador

Se usó un microcontrolador de la compañía Freescale® para coordinar la operación del módulo de la plantilla. Particularmente se empleó la referencia *MC68HC908GP32* para llevar a cabo dicha tarea por varias razones: confiabilidad para aplicaciones biomédicas, bajo costo, tamaño reducido en su versión de empaque para montaje superficial, bajo consumo de potencia (por ejemplo soporta configuración de modos “stop” y “wait” de bajo consumo en momentos de inactividad) y principalmente por que integra dentro de un mismo circuito todos los elementos propios de la arquitectura propuesta minimizando el número de componentes externos necesarios para implementar cada módulo de transmisión. Esta característica nos permitió reducir en un alto grado la dimensión del sistema.

Este microcontrolador incluye, además, un conversor análogo-digital de 8 bits de resolución tipo LSAR (Linear Successive Approximation) con un máximo de 8 canales de adquisición y cuya frecuencia máxima de conversión es de 62500 muestras por segundo lo cual satisface las especificaciones planteadas arriba. A continuación se discuten las principales rutinas implementadas en el microcontrolador.

- *Detección de errores (cálculo del CRC):* Con el fin de detectar posibles errores durante la transmisión de los datos se incluyó una rutina para calcular el CRC (Código de Redundancia Cíclica) a partir de un polinomio generador representado por $x^4 + x + 1$ (o 10011) el cual permite detectar cualquier error sencillo de 1 bit, todos los errores de 2 bits y todos los errores

que resultan en un número de bits impar invertido, entre otros [6].

- *Codificación*: Para balancear en DC la señal transmitida y así facilitar la sincronización entre el transmisor y receptor RF se hace necesario llevar a cabo un proceso de codificación convencional [7]. En general, el esquema de codificación debe garantizar que en el tiempo, el promedio de la señal transmitida debe ser igual a cero (condición de balanceo); además de ayudar a sincronizar el par transmisor-receptor, el balanceo en DC evita saturar el receptor y minimiza la probabilidad de error aumentando la excursión del enlace. Como se observa en la figura 3 el receptor detecta la señal comparándola con un promedio temporal (filtro RC para cálculo del umbral de comparación) mediante un “data-slicer” [7,8]. Con el fin de minimizar errores en la detección este valor de umbral (promedio) deberá estar cuan cercano sea posible a 0 Voltios.

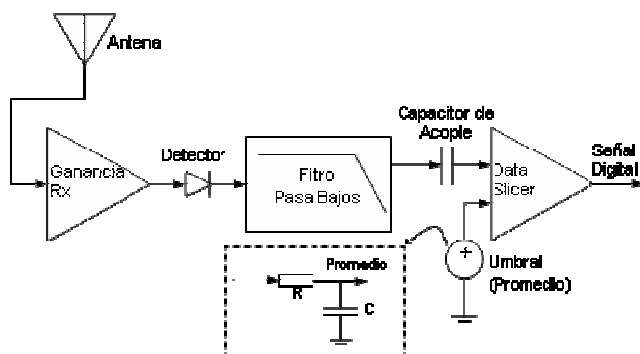


Figura 3. Esquema general de un receptor RF

Típicamente, el esquema de codificación usado para este propósito es el código Manchester [8] el cual reemplaza el 0 y 1 lógico por las transiciones 01 y 10 respectivamente. Sin embargo, aunque este esquema resulta ser efectivo, dobla la cantidad de información a transmitir. Por esta razón se recurrió a una solución basada en conversión de códigos tipo nibble la cual mapea cada uno de los 15 posibles códigos en una cadena de 6 bits que se encuentra balanceada. De esta forma se logra incrementar la cantidad de información en solo un 67%.

- *Sincronización*: Para detectar el inicio de una nueva trama se utilizó un símbolo especial de inicio es cual consta de 3 ceros seguidos por 8 unos y un cero al final (00011111110). Esta cadena de bits permite, además de servir de carácter de inicio, preparar o balancear en DC el receptor bajo cualquier circunstancia de operación. Esto es; los 8 unos consecutivos cargan el capacitor de acople en banda base (ver figura 3) lo suficiente de modo que cuando se recibe el primer cero, dicho capacitor se tiene que descargar hasta alcanzar el voltaje de umbral en el “data-slicer” [7].

- *Entramado (Empaquetado)*: Con el CRC calculado, para cada uno de los datos a transmitir, el resultado se concatena al final de la trama, posteriormente se codifican los datos y finalmente se

agrega el carácter de inicio al comienzo de la trama. El tamaño de la trama final es de 156 bits que representa, a 5 Kbps, un tiempo de transmisión de 31.2 mseg.

2.1.2. Transmisor RF

El esquema más adecuado para implementar la comunicación inalámbrica, entre las plantillas instrumentadas y el dispositivo portátil, es la multiplexación en frecuencia. Sin embargo, este esquema exige tres elementos tipo transceiver (transmisor/receptor), uno en cada plantilla y otro en la cintura. No obstante, el costo de estos dispositivos es muy elevado costo para las restricciones plateadas.

Lo anterior nos condujo a elegir otra alternativa en la cual la multiplexación se hace en frecuencia. De esta forma, la comunicación entre las plantillas y el módulo de recepción se hace de manera unidireccional, de forma que se hace necesario escoger dos frecuencias de transmisión, sacrificando eficiencia, pero a su vez reduciendo el costo significativamente dada la simplicidad de los dispositivos transmisores y receptores RF.

Las bandas escogidas para transmitir fueron 433 Mhz y 315 Mhz ya que su uso está permitido por la institución reguladora (Ministerio de Comunicaciones de Colombia). A su vez, se eligieron dispositivos de la serie LC de la compañía Linx® dado el bajo consumo de potencia, y el tamaño reducido puesto que necesitan solo unos pocos componentes externos. El tipo de modulación que utilizan los transmisores elegidos es CPCA (Carrier-Present Carrier-Absent). Las principal ventaja que nos da este tipo de transmisión es ante todo bajo consumo de potencia, ya que solo hay generación de portadora en el momento en que transmitimos un uno lógico [8,9]. Finalmente, se seleccionaron las antenas SP-433 y SP-415 tipo patch que también son producidas por Linx® y son compatibles con los módulos usados [10].

2.1.3. Alimentación

La tabla 1 muestra el cálculo del consumo promedio para el módulo de la plantilla. Para suplir esta carga se usaron las baterías VL3032-Lithium de Panasonic®, las cuales cuentan con una capacidad de 100 mAh además de ser recargables. En consecuencia, toda la electrónica opera a 3.3 voltios. Bajo estas condiciones de operación las plantillas pueden operar continuamente durante 15 horas.

CONSUMO DISPOSITIVOS	
Característica	Valor
T. CICLO (ms)	40
T. TRANSMISION (ms)	31,2
CORRIENTE TX (mA)	2
CORRIENTE MICRO (mA)	5
CONSUMO TOTAL (mA)	6,56

Tabla 1. Consumo de la plantilla instrumentada.

2.2. Módulo Portátil

Un microcontrolador maneja todo proceso de recepción inalámbrica, manipulación, almacenamiento y transmisión de la información recibida desde los módulos de la plantilla.

De manera general, el proceso inicia una rutina de recepción de los datos inalámbricos que llegan del pie. Posteriormente estos datos pasan a un módulo de decodificación para realizar el desentramado del protocolo y la detección de error en la transmisión. Una vez los datos están listos, se procede a llevarlos a un módulo de almacenamiento, en donde precisamente se guarda la información en una memoria de 32 Mbytes con tecnología Nand-Flash. Cuando los datos se encuentran almacenados, todos los datos están listos para ser enviados al computador para ser visualizados.

Opcionalmente, se tienen un esquema de generación y calibración de alarma el cual se activa mediante un umbral de presión el cual es fijado por el especialista.

3. RESULTADOS

El sistema desarrollado provee una forma para medir las presiones encontradas en las plantas de los pies durante su actividad normal cotidiana. Las pruebas y resultados actuales demuestran que este es un dispositivo que puede ser usado para obtener mediciones, dentro del calzado, confiables durante un intervalo de operación continuo (alrededor 8 horas).

La figura 4 muestra la apariencia actual del sistema completo (en 7.a la plantilla instrumentada y en 7.b el modulo portátil) el cual ha demostrado ser ergonómico durante su uso prolongado. Las dimensiones del sistema electrónico embebido en la plantilla instrumentada son 5.5 cm (largo) x 3.5 cm (ancho) x 3 mm (espesor).

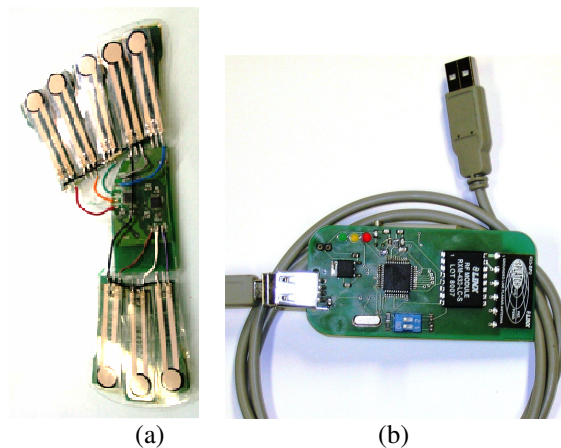


Figura 4. (a) Plantilla instrumentada (b) Sistema Portátil

Las pruebas realizadas, hasta el momento, incluyen el ajuste del sistema de telemetría, por ejemplo cálculo y medición de la potencia del transmisor y sintonización de la antena usada. Adicionalmente, la recolección de datos para distintos sujetos en distintas situaciones típicas de la actividad

cotidiana, para lo cual se usó la aplicación software mencionada arriba.

4. CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema electrónico para monitorear inalámbricamente los valores de presión, en 8 puntos estratégicos, de la planta del pie, en pacientes que sufren de pie insensible. Esto, con el objetivo de detectar picos de presión anormales y en un futuro desarrollar un método de alarma o realimentación en tiempo real al paciente. Actualmente, el sistema desarrollado es capaz de registrar y almacenar de manera continua, aproximadamente, 8 horas de la actividad de marcha normal de un individuo o paciente. Las pruebas actuales han demostrado que los datos de presión obtenidos son fiables y reproducibles. A pesar de la sofisticación el costo del dispositivo es bajo y mucho menor que los sistemas comercialmente disponibles.

El diseño desde el punto de vista electrónico se realizó de forma modular de forma tal que permitiera la experimentación con diferentes tipos de sensores y diferentes medios de comunicaciones entre la plantilla y la unidad de recolección de datos.

La validación médica de este dispositivo, con pacientes reales, se encuentra actualmente bajo estudio por parte del grupo de especialistas del Laboratorio de Marcha del Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Armstrong DG, Harkless LB. Outcomes of preventative care in a diabetic foot specialty clinic. *Foot Ankle Surg.* 1998;37:460-466.
- [2] Brand PW. The diabetic foot. In: Ellenberg M, Rifkin H, eds. *Diabetes Mellitus: Theory and Practice.* 3rd ed. New Hyde Park, NY: Medical Examination Publishing Co Inc, 1983:829-849.
- [3] Torres J, Villarraga C., Amed A., Moreno B., García A., Polanía R. "Caracterización de Sensores Piezoresistivos para Medición Ambulatoria de Presiones Plantares" 2º Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica. (Galardón: Mejor Presentación Oral en el Area de Instrumentación Biomédica) Oct. 2005. Bogotá, Colombia.
- [4] Torres J, García A., Villarraga C., Amed A., Polanía R., Moreno B., Turriago C., "Sistema de Medición Ambulatoria de Presiones Plantares", 4º Congreso Iberdiscap Feb. 2006. Vitoria, Brasil
- [5] Torres J, García A., Villarraga C., Amed A., Polanía R., "Sistema de bajo costo para medir presiones plantares" Colombian Workshop on Circuits and Systems Oct. 2006, Cartagena, Colombia
- [6] CRC Generating and Checking, Thomas Schmidt, Microsoft Technology Inc 2002.
- [7] RF Monolithics, "Transceiver Software Designer's Guide" (<http://www.rfm.com>)
- [8] Simon Haykin *Communication Systems*, 4th Edition Wiley 2001.
- [9] Lc-Series Transmitter Module Data Guide, Linx Technologies (<http://www.linxtechnologies.com/>)
- [10] Data Guide "Splatch" Planar Antennas, Linx Technologies.