

# DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL E INALÁMBRICO PARA EL MONITOREO AMBULATORIO DE LA PRESIÓN ARTERIAL NO INVASIVA

Jonathan Gallego Londoño<sup>1</sup>, Juan Diego Lemos Duque<sup>2</sup>, Alher Mauricio Hernández Valdivieso<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Jonathan Gallego Londoño. Bioingeniero, Investigador del Grupo GIBIC, jonathan.bioingeniero@gmail.com

<sup>2</sup>Juan Diego Lemos Duque. Magíster en Informática, Docente del programa de Bioingeniería de la Universidad de Antioquia e Investigador del Grupo GIBIC, jdlemos@udea.com

<sup>3</sup>Alher Mauricio Hernández Valdivieso. Doctor en Ingeniería biomédica, Coordinador del programa de Bioingeniería y Director del Grupo GIBIC, mauricio.hernandez@udea.edu.co

Grupo de Investigación en Bioelectrónica e Ingeniería Clínica GIBIC, Programa de Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Calle 67 Número 53 – 108, Medellín, Colombia.

## RESUMEN

En países en vía de desarrollo, la medición de los signos vitales es realizada en hospitales o laboratorios especializados donde los pacientes permanecen bajo observación médica. La integración de sistemas de adquisición de datos biomédicos con las tecnologías de la información, permite un monitoreo continuo de variables fisiológicas sin que el paciente deba desplazarse a centros especializados, lo que mejora la calidad de la atención médica y ofrece posibilidades únicas para la investigación. Este artículo presenta un monitor de presión arterial no invasiva, automático, portátil y de control inalámbrico mediante el uso del protocolo ZigBee, diseñado para ser usado en lugares fuera de la cobertura presencial de instituciones médicas. Además del diseño y la implementación de un prototipo del sistema de monitoreo usando una red inalámbrica de área personal, se presentan resultados satisfactorios de su uso.

**Palabras clave:** Monitoreo de signos vitales, Presión arterial no invasiva, Comunicación inalámbrica, Sistemas Embebidos, ZigBee (protocolo de comunicaciones).

Recibido 24 de septiembre de 2010. Aceptado 2 de diciembre de 2010

*Received: september 24, 2010 Accepted: december 02, 2010*

## DESIGNING OF A PORTABLE AND WIRELESS DEVICE FOR AMBULATORY MONITORING OF NON-INVASIVE BLOOD PRESSURE

### ABSTRACT

In developing countries, the measurement of vital signs is performed at hospitals or specialized laboratories where patients remain under medical observation. The integration of biomedical data acquisition systems and information technologies allow a continuous monitoring of patient's physiological variables (parameters) without moving himself to remote medical centers, which improves medical care quality and offers unique opportunities for research. This paper presents an automatic and portable non-invasive blood pressure monitor, which incorporates a module for wireless communication using the ZigBee protocol, designed to be used outside the coverage area of health care centers. Additionally to the designing and building of the prototype, the preliminary results of its use are presented.

**Keywords:** *Vital signs monitoring, noninvasive blood pressure, Wireless Communication, Embedded Systems, ZigBee (communications protocol).*

## 1. INTRODUCCIÓN

EL uso de sistemas portátiles para el monitoreo continuo o intermitente de signos vitales de forma no invasiva ha sido durante las últimas décadas un objetivo a cumplir por diferentes grupos de investigación en todo el mundo [1] [2] [3]. Existen notorias ventajas en los sistemas portátiles con respecto a los sistemas de monitoreo clínico que solo son usados durante periodos breves de tiempo, ya que estos últimos: Fallan en muestrear eventos poco comunes que pueden ser relevantes para un profundo diagnóstico, pronóstico o de importancia terapéutica; no son eficaces en medir respuestas fisiológicas durante periodos de actividad normal, descanso y sueño, los cuales son indicadores más reales de la salud del paciente y de las respuestas a intervenciones terapéuticas; y en breves periodos de monitoreo, no es posible capturar las variaciones circadianas en los signos fisiológicos que pueden aparecer como reflejo del progreso de una enfermedad [4]. En países con gran extensión territorial o con sistemas de salud muy débiles, existe otra ventaja importante de los sistemas portátiles concerniente a la posibilidad de hacer monitoreo médico remoto a pacientes que no pueden hacer largas jornadas hacia los hospitales ubicados en las grandes ciudades.

Los dispositivos portátiles que pueden monitorear y guardar los signos fisiológicos de manera continua o intermitente pueden ofrecer una importante solución a los límites impuestos por los esquemas tradicionales de monitoreo. Mientras realizan esto, proveen herramientas para nuevos diagnósticos y acercamientos terapéuticos en el cuidado de los pacientes [4]. Entre los signos vitales primarios que se requiere monitorear de forma intermitente, se encuentra la presión arterial, cuya medición es de gran importancia, pues constituye una de las variables críticas fundamentales para diagnosticar posibles problemas cardiovasculares o déficits en el funcionamiento del corazón. Por tal motivo, el monitoreo de los signos vitales en general y de la presión arterial en particular es de suma importancia para la realización de diagnósticos y el conocimiento del estado de salud de una persona [5]. En este artículo se presenta el desarrollo de un módulo para la medición de presión arterial no invasiva (PANI) buscando ser implementado con dispositivos de bajo costo.

Inicialmente se hace una descripción general del sistema planteado y diseñado enumerando los

componentes implementados y explicando los términos necesarios para comprender el protocolo de intercambio de información utilizado. Posteriormente, se detalla sobre los componentes que normalmente hacen parte de los monitores de presión arterial no invasiva digitales para tener una base sólida de diseño del sistema propio y se describe en detalle el protocolo inalámbrico diseñado únicamente para el envío de datos. Seguido de esto, se describe paso por paso el método oscilométrico necesario para realizar la medición de la presión arterial y se muestra el diseño electrónico del sistema diseñado. Finalmente, se comenta sobre algunas pruebas realizadas, sus resultados, conclusiones y trabajo futuro en el área de investigación.

## 2. DESARROLLO DEL SISTEMA

### 2.1 Descripción General

Desde el punto de vista de la arquitectura de red de comunicaciones inalámbricas, el sistema consta de dispositivo coordinador con capacidad de almacenamiento masivo de datos y un módulo de medición de la presión arterial capaz de medir también la frecuencia cardiaca. Esta arquitectura permite la incorporación futura de otros módulos de medición, de tal manera que se logre el diseño y construcción de un monitor multiparamétrico (ver Fig.1), en el cual el coordinador recibe información de varios módulos de monitoreo. El módulo de medición de PANI tiene su propio sistema de adquisición de datos capaz de medir la presión arterial usando un brazalete incluido en la vestimenta del paciente.

La comunicación entre el coordinador y el módulo de medición es realizada a través de una red inalámbrica de área personal (WPAN) usando módulos ZigBee y la pila de protocolos MiWi P2P [6] [7]. Actualmente otros módulos de medición están siendo desarrollados entre los cuales se encuentra un monitor de ECG, un monitor de saturación de Oxígeno, un monitor de temperatura corporal y un monitor de actividad física que en un futuro harán parte de la red inalámbrica de área personal obteniéndose un sistema de medición multiparámetro portátil (ver Fig.1).

El coordinador es un dispositivo que en el protocolo de comunicación implementado se conoce como un Full Function Device (FFD), el cual permite una administración activa de la comunicación

inalámbrica y un uso continuo de la alimentación del sistema [6]. Este tipo de dispositivos usualmente están conectados a la red eléctrica, pero también pueden ser usados con baterías. El módulo PANI es un Reduced Function Device (RFD), que reduce significativamente el consumo de energía al apagar su transmisor por periodos de tiempo de ocho segundos, lo cual lo hace idóneo para ser utilizado con baterías [6].

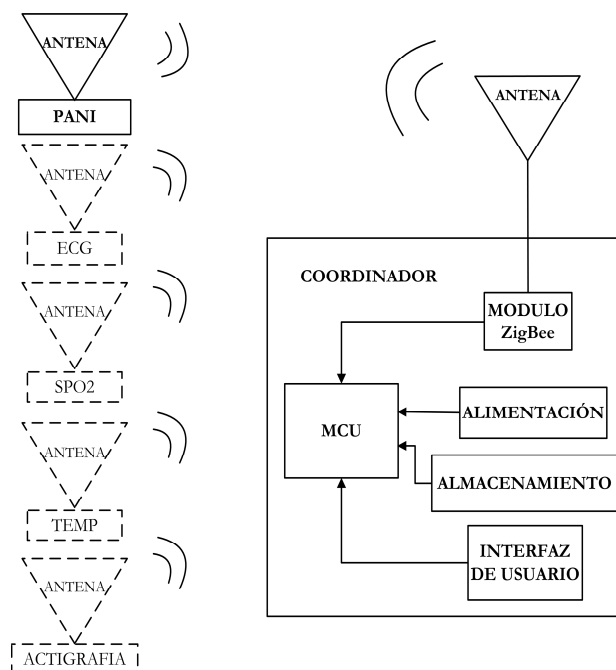


Fig.1. Diagrama de bloques del sistema de monitoreo multiparamétrico propuesto a futuro. En línea continua se muestran las etapas desarrolladas que se presentan en este artículo y en línea a trazos las etapas en actual fase de desarrollo.

## 2.2 Análisis de sistemas de monitoreo de la presión arterial no invasiva

Primero se realizó un análisis de posibilidades que ofrecen los diferentes tensiómetros digitales que hay en el mercado local para poder diseñar de una manera adecuada el sistema inalámbrico de medición de la presión arterial no invasiva. Se observó que gran parte de ellos funcionan de manera automática con una bomba de insuflación controlada por un microcontrolador y una electroválvula. Sin embargo, en unos pocos tensiómetros digitales la insuflación se hace manualmente usando un manguito y una válvula de

aguja. La adquisición de la señal de presión se hace de diferentes maneras. Unos utilizan el método oscilométrico para desarrollar el algoritmo de medición, para tal fin solo necesitan un sensor de presión electrónico y una etapa de acondicionamiento que incluye un filtro pasa altas analógico cuya frecuencia de corte es de 1Hz. Otros realizan su medición con sensores que captan las señales sonoras y el algoritmo que aplican para la identificación de datos es el usado por los médicos cuando lo realizan de manera auscultatoria, tales sonidos son conocidos como los ruidos de Korotkoff [8]. Un resumen de los sistemas se presenta en la Fig. 2.

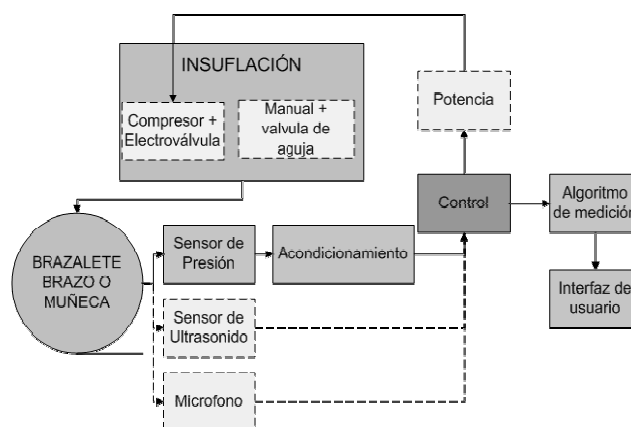


Fig.2. Diagrama de bloques que describe diferentes componentes implicados en monitores de presión arterial no invasiva estándar. Los bloques encerrados con línea punteada son opcionales en estos dispositivos.

A partir de este análisis de posibilidades se decide diseñar un módulo PANI automático y portátil, es decir que el dispositivo no necesite de la interpretación de sonidos ni del inflado manual por parte del usuario. Esto significa que el dispositivo debe tener una bomba de insuflación y una electroválvula controlada por un microcontrolador que adicionalmente utiliza un algoritmo basado en el método oscilométrico (se describe más adelante), para la obtención de los valores de presión sistólica (PS), presión media (PM) y presión diastólica (PD) que son magnitudes medidas por todo monitor de presión arterial no invasiva. Se escoge este algoritmo por ser el "gold estándar" y además de fácil implementación en sistemas embebidos. Con esto el sistema puede medir también la frecuencia cardíaca debido a que la

señal que se obtiene después del acondicionamiento es una señal AC que detecta los cambios de la amplitud de los pulsos de presión en la arteria braquial. El control de dicho sistema se realiza de manera inalámbrica utilizando la pila de protocolos MiWi P2P y módulos ZigBee. Para la implementación efectiva de la comunicación se diseñó un protocolo en la capa de aplicación que se describe más adelante. El módulo de medición diseñado se esquematiza en la Fig. 3.

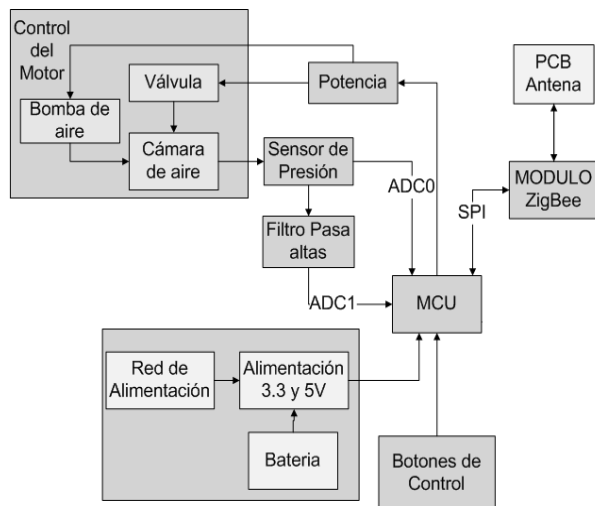


Fig. 3. Sistema para la medición de la presión arterial no invasiva y transmisión inalámbrica.

### 2.3 Comunicación Inalámbrica

ZigBee™ es un protocolo de red inalámbrica específicamente diseñado para la transmisión de datos a baja velocidad en sensores y en controles de red. Hay un número alto de aplicaciones que se pueden beneficiar del protocolo ZigBee: Construcción de redes de automatización, sistemas de seguridad de hogares, redes de control industrial, monitoreo remoto y periféricos de computadores así como muchas otras posibles aplicaciones.

Comparado con otros protocolos de red, el protocolo inalámbrico ZigBee ofrece una baja complejidad, reduce los requerimientos de alimentación y lo más importante, posee un estándar de aplicaciones. También ofrece tres bandas de operación a lo largo de un número de configuraciones y las opciones de seguridad, encriptación de la información, etc. [9].

Este protocolo está basado en el estándar de redes inalámbricas de área personal (WPAN) IEEE

802.15.4 [7] que define el nivel físico y el control de acceso al medio. En este se enfatiza el bajo coste de comunicación con nodos cercanos y con muy poca infraestructura, para favorecer aún más el bajo consumo.

ZigBee tiene un menor consumo energético que otros protocolos como Bluetooth, ya que permite que un nodo de red permanezca dormido hasta que él mismo decida “reportarse” al coordinador de la red reduciendo el consumo de energía. Además, tiene una tasa de transmisión baja (250kbps), comparada con Bluetooth (1Mbps) [9].

Microchip Technology, el fabricante de los módulos inalámbricos usados en este proyecto, desarrolló un protocolo de comunicación inalámbrica más simple que ZigBee, llamado MiWi P2P, el cual está basado también en el estándar IEEE 802.15.4, solo que únicamente soporta configuraciones de red en tipo estrella o Peer-to-Peer, y no permite el uso de dispositivos enrutadores [6]. Dado que se buscaba implementar el sistema con microcontroladores económicos de 8 bits, el protocolo MiWi P2P se considera suficiente (la implementación completa de ZigBee requiere una capacidad de procesamiento y disponibilidad de memoria solo disponible en Microcontroladores de 16 bits). En este sistema se utiliza el “transceiver” MRF24J40 2.4GHz de Microchip y un microcontrolador de 8 bits con periférico SPI [6].

El protocolo de comunicación implementado se realizó por capas. La capa inferior se encarga del establecimiento de la red y de la integridad de los datos mediante el protocolo MiWi P2P. En el diagrama de flujo de la Fig. 4. se presenta el procedimiento seguido por dicho protocolo para la realización de la conexión y establecimiento de la red inalámbrica. Primero, el coordinador hace un escaneo activo y un escaneo de energía de los canales disponibles para crear la red en el canal con menor número de WPAN y con el menor ruido posible. Luego, habilita el stack del protocolo para permitir que otros dispositivos se unan a la red creada. Por otro lado, cuando el dispositivo final es encendido, realiza un escaneo activo para identificar la WPAN con el mismo número de identificación (ID) que posee. En el momento en que encuentra la red con el mismo ID, habilita nuevas conexiones y finalmente solicita se une a la red establecida por el coordinador.

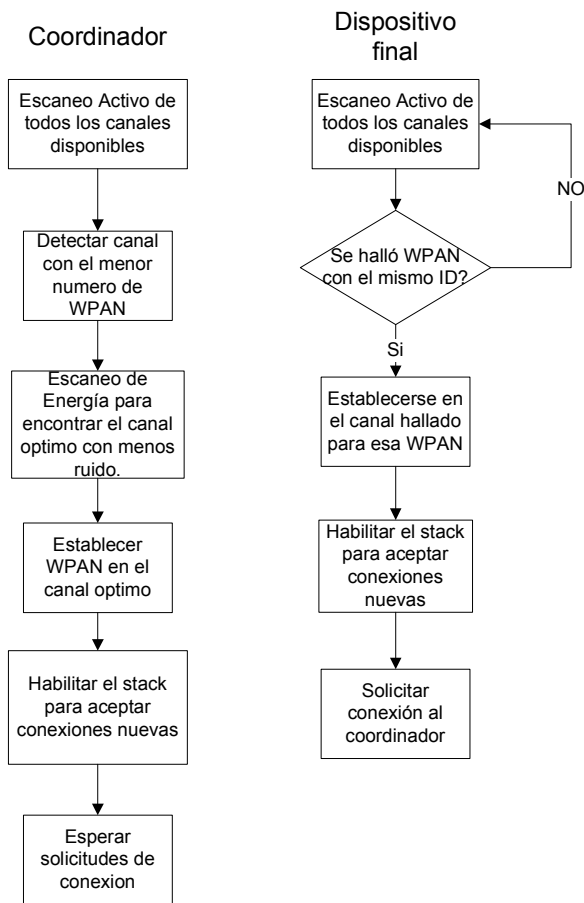


Fig. 4. Diagrama de flujo del establecimiento de conexión inalámbrica entre el coordinador y el dispositivo final.

En la capa de aplicación se implementan dos protocolos diferentes. El primero es utilizado para realizar una medición solicitada por el coordinador de la red (ver Fig. 5). El coordinador guarda en su memoria una petición de sensado realizada a través de un interruptor disponible para el usuario. Cuando el módulo PANI despierta de su estado de bajo consumo, pregunta al coordinador por posibles peticiones de sensado realizadas. Si no hay mensajes de petición de sensado en la memoria del dispositivo embebido, el PANI retornará a su estado de bajo consumo. Si por el contrario, existe una petición de sensado, el módulo responde a la pregunta con un mensaje de aprobación y comienza la medición.

Cuando se completa la medición, el módulo notifica al coordinador acerca de la conclusión del proceso y reporta al coordinador que está listo para

transmitir los datos adquiridos durante la medición. Los resultados son enviados de forma encriptada a 32 bits y finalmente retorna a su estado de bajo consumo.

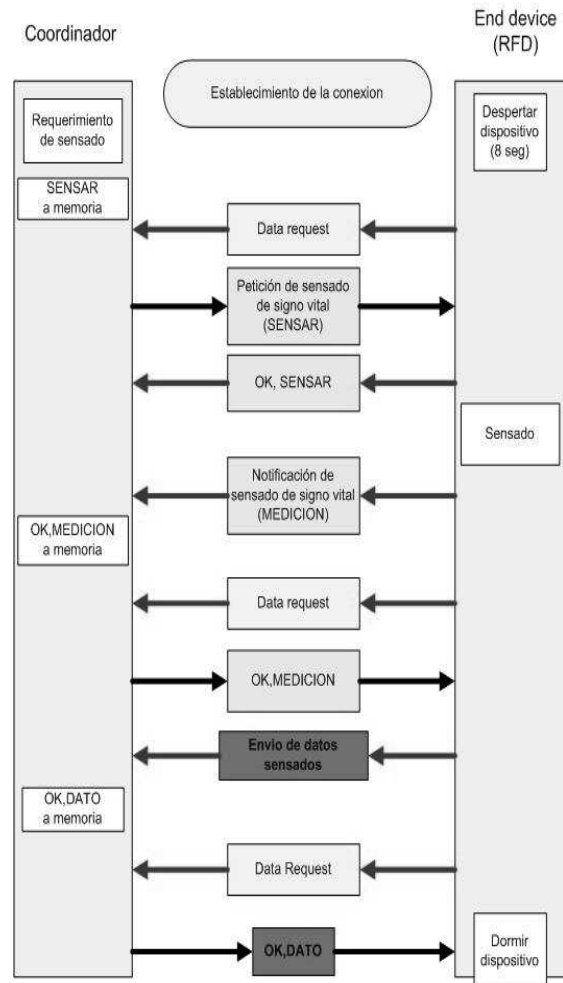


Fig. 5. Protocolo de petición de sensado implementado entre el coordinador y el módulo PANI.

El segundo protocolo utilizado es el de autosensado (ver Fig. 6). En este, el usuario decide cuando realizar la medición directamente sobre el PANI y después de terminado el proceso de adquisición de los datos, el módulo notifica al coordinador que la medición ha terminado y sigue etapas equivalentes a las del protocolo de petición de sensado.

Cabe resaltar que el protocolo diseñado se puede expandir al uso de módulos adicionales en red para

permitir el manejo de más dispositivos desde un solo coordinador.

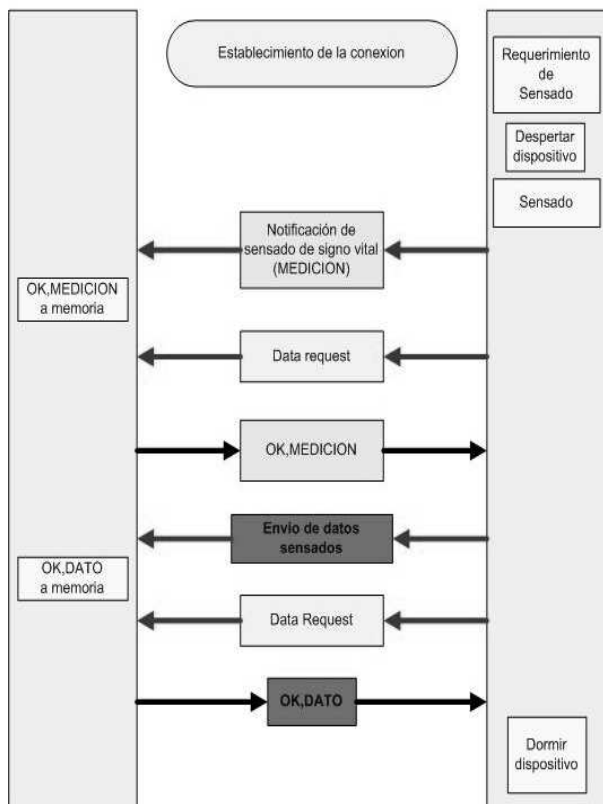


Fig. 6. Protocolo de autosensado implementado entre el coordinador y el módulo PANI.

#### 2.4 Monitor de Presión Arterial

La presión arterial se puede definir como la fuerza con la que la sangre empuja las paredes de las arterias. Cada vez que el corazón late, bombea sangre a través de la vasculatura con diferentes valores de presión sistólica PS, presión diastólica PD y presión media PM [10]. Para medir estas variables y la frecuencia cardíaca, el módulo PANI utiliza un pequeño compresor para inflar el brazalete, un sensor de presión para medir PS, PD y PM y una válvula solenoide para controlar el desinflado del brazalete (ver Fig. 7.).

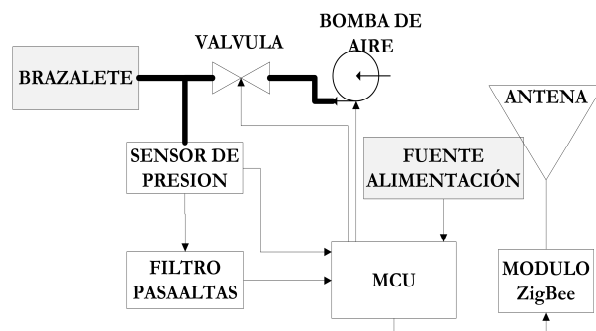


Fig. 7. Diagrama de bloques del módulo PANI.

Durante la fase de sensado el módulo cierra la electroválvula, luego activa el sensor de presión y empieza a inflar el brazalete usando la bomba de aire controlada por medio de una señal de modulación por ancho de pulsos (PWM, pulse-width modulation) que varía según las necesidades del sistema hasta llegar a un valor de presión de 190 mmHg. Cuando la bomba se detiene, el proceso de desinflado comienza y se empiezan a detectar los cambios pulsátiles de la señal de presión utilizando el método oscilométrico para detectar los valores de PS, PD y PM [11] [12]. La válvula se abre dando salida el aire restante cuando la presión en el brazalete es menor de 50 mmHg o han transcurrido más de 32 pulsaciones cardíacas. Inmediatamente después de esto, los resultados de la medición son enviados de forma inalámbrica al coordinador.

El método oscilométrico basa su funcionamiento en la detección de los cambios de amplitud de la forma de onda de las pulsaciones oscilométricas (OPW, oscillometric pulsatile wave) desde la señal de presión del brazalete, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores PS, PD y PM de los pacientes (ver Fig. 8). Mientras el brazalete se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de las arterias, parcialmente ocluidas, comienzan a vibrar a medida que la sangre fluye y estas vibraciones son captadas en el transductor, en este instante se determina la presión sistólica. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima, momento en el que se determina la PM y luego disminuyen abruptamente hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad. Durante la disminución abrupta de la OPW se determina la PD [10]. En la Fig. 9. se muestra el diagrama de flujo del método oscilométrico utilizado para la

determinación de las presiones y la frecuencia cardiaca.

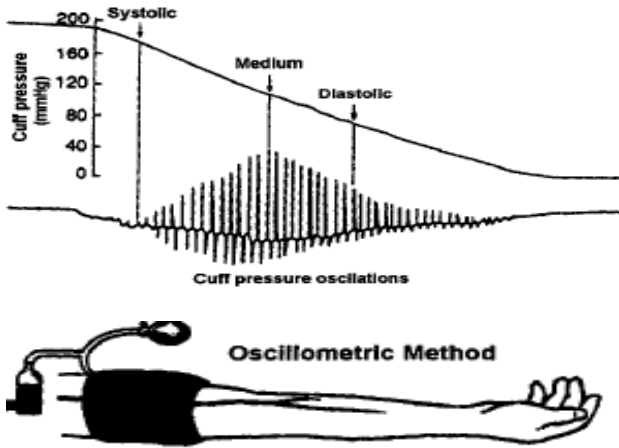


Fig. 8. Ilustración de las oscilaciones que se registran para utilizar el método oscilométrico. Tomada de [12].

El monitor se ha diseñado de tal manera que funcione como un dispositivo de control ambulatorio y no como un dispositivo de diagnóstico hospitalario y por tal razón el punto de inflación se ha determinado como 190 mmHg que está en el rango del 95 percentil [13]. Adicionalmente se ha incorporado una válvula de emergencia en el sistema para evitar lesiones al paciente cuando por algún motivo la presión en el brazo del paciente supere los 300mmHg.

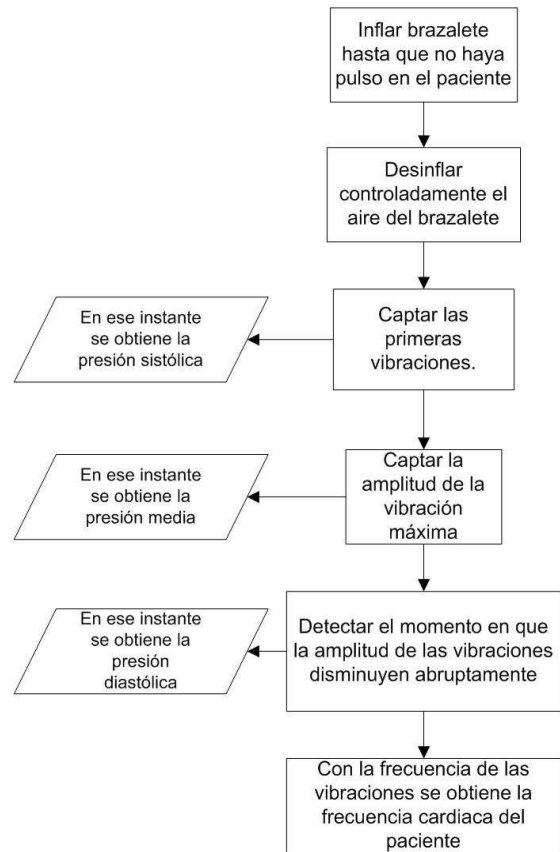


Fig. 9. Diagrama de flujo del método oscilométrico utilizado en el monitor de presión arterial no invasiva diseñado.

## 2.5 Diseño de Tarjetas Electrónicas

El dispositivo presentado en el diagrama de la Fig. 3. se ha implementado utilizando tres tarjetas diferentes, utilizando el software Eagle para el diseño de PCB's. Tales tarjetas se han denominado: 1) tarjeta de alimentación 2) tarjeta de presión y 3) tarjeta madre de comunicación. La primera es la tarjeta encargada de suministrar la alimentación a cada módulo. Ella incluye dos reguladores de 3.3V para el microcontrolador, el módulo ZigBee, el sensor de presión, la etapa de filtrado y amplificación; y un regulador de 5V para la etapa de potencia de la bomba insufladora y la electroválvula de control. El diagrama esquemático de la tarjeta de alimentación se muestra en la Fig. 10.

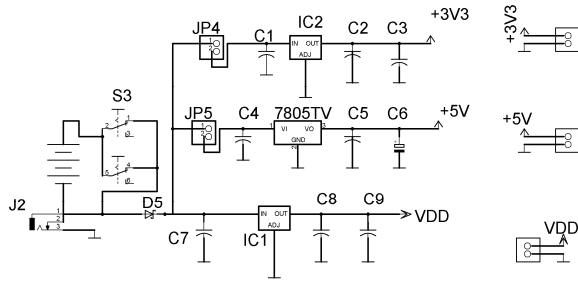


Fig. 10. Esquemático de la tarjeta de alimentación del módulo PANI.

La segunda tarjeta es la denominada tarjeta de presión. En ella se encuentra el sensor de presión utilizado en el módulo PANI y la etapa de amplificación y filtrado de la señal oscilométrica para la detección de la frecuencia cardíaca y los valores de presión arterial. Ésta tarjeta fue diseñada de tal manera que su consumo de energía es controlado desde el microcontrolador y permite que funcione y consuma energía únicamente cuando el dispositivo este insuflando y desinflando el brazalete. Su esquemático es presentado en la Fig. 11.

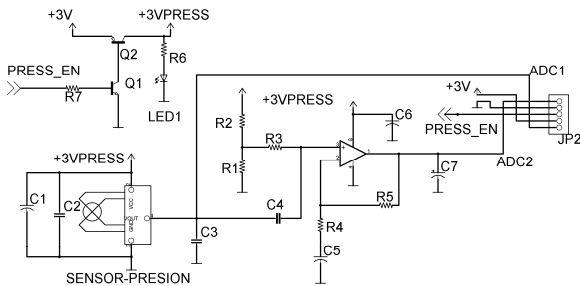


Fig. 11. Esquemático de la tarjeta de presión.

La tercera tarjeta tiene el microcontrolador, que es la unidad central de procesamiento del sistema, encargado del manejo entero del protocolo diseñado en la capa superior. Éste controla la bomba y la electroválvula, detecta los valores de PS, PD y PM. La tarjeta tiene el módulo inalámbrico para la comunicación con el coordinador, un módulo serial utilizado para la fase de depuración utilizado para visualizar los mensajes enviados desde el coordinador, la fase de potencia, los conectores al sistema neumático, interruptores de activación y leds de indicación del funcionamiento.

Además tiene la posibilidad de incorporar un sistema de almacenamiento masivo de información usando una tarjeta SD, que le permite al sistema actuar como un datalogger de presión arterial autónomo, función útil si no se va a realizar una transmisión de datos en forma inalámbrica, este cuenta con un gran volumen de almacenamiento permitiendo guardar miles de medidas, además de poder alojar más información, como podría ser la historia clínica del usuario o la configuración del monitor, y al ser una tecnología de uso comercial, la tarjeta SD es muy barata y puede ser fácilmente leída en casi cualquier computador. La tarjeta diseñada y construida se muestra en la Fig.12.

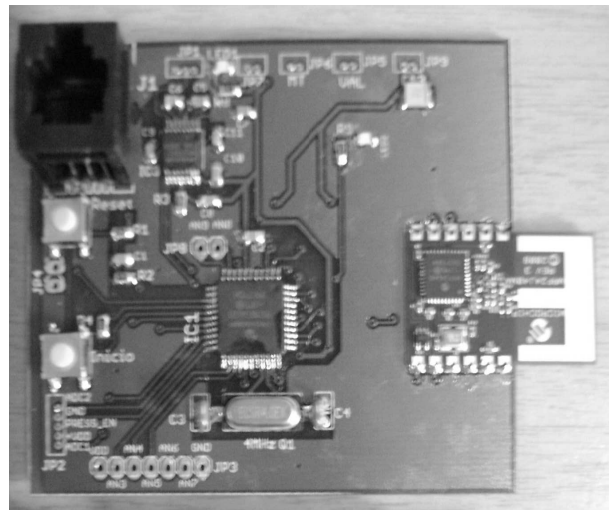


Fig. 12. Tarjeta madre de comunicación que controla todo el módulo PANI.

### 3. RESULTADOS

El ensamblaje de las tarjetas junto con el sistema neumático se muestra en la Fig. 13. Para esto se ha utilizado una bomba de bajo consumo y una electroválvula que funciona a 5V. El dispositivo implementado actualmente aun está en etapa de desarrollo, en el cual quedan tareas pendientes como reducir más el tamaño del monitor, incorporando PCBs con diseño de múltiples capas y seleccionando componentes con encapsulados más compactos, también se incorporará un módulo cargador de baterías, todo esto pensando en el desarrollo de un equipo mucho más portátil y fácil de incorporar en la vestimenta del paciente.



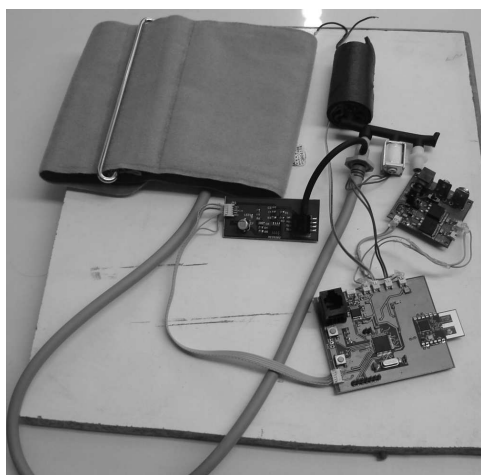


Fig. 13. Fotografía del sistema ensamblado

El brazalete utilizado es diseñado para ser usado únicamente en adultos. Las pruebas experimentales consisten en un proceso de calibración con un patrón biomédico QA-1290 NIBP-ANALYZER de METRON [14] y posteriormente se realizan mediciones en 8 sujetos sanos.

Durante las pruebas experimentales con el Patrón de Calibración, el brazalete es desconectado y en su lugar se utiliza la cámara de aire interna del Patrón. Se realizan cuatro medidas básicas, en valores de presión relativamente extremos y los resultados se presentan en la Tabla 1. La frecuencia cardíaca se considera constante, en un valor de 80 latidos por minuto (lpm) [14].

De acuerdo con estándares de calibración de monitores PANI, las presiones sistólica y diastólica tratadas separadamente, pueden tener un error promedio de hasta  $\pm 5$  mmHg con una desviación estándar de 8 mmHg [13] [15]. Como resulta evidente en la tabla 1, el módulo PANI del sistema vestible cumple estos requerimientos al obtener un error promedio de aproximadamente 3 mmHg para la presión sistólica, 4 mmHg para la presión diastólica y una desviación de 7 mmHg para ambos casos.

Tabla 1. Resultados de la calibración del PANI. Los datos medidos se presentan en promedio y desviación estándar ( $\bar{x} \pm \sigma$ ).

Presión Arterial Programada (mmHg)	Frecuencia Cardíaca Programada (lpm)	Presión Arterial Medida $\bar{x} \pm \sigma$ (mmHg)	Frecuencia Cardíaca Medida $\bar{x} \pm \sigma$ (lpm)
100/65	80	103 $\pm$ 7 / 68 $\pm$ 6	81 $\pm$ 2
110/70	80	112 $\pm$ 3 / 70 $\pm$ 4	80 $\pm$ 2
120/80	80	122 $\pm$ 4 / 81 $\pm$ 6	79 $\pm$ 2
150/95	80	148 $\pm$ 4 / 98 $\pm$ 7	80 $\pm$ 3

Una vez evaluado el funcionamiento del sistema con el patrón de calibración, se realizan mediciones en 8 sujetos sanos con edades comprendidas entre 20 y 28 años y sus resultados se presentan en la Tabla 2. Como puede apreciarse en dicha tabla, los valores obtenidos, tanto en presiones como en frecuencia cardíaca corresponden a sujetos jóvenes sanos pues están en el rango de 115 a 130 mmHg para la presión sistólica, 70 a 90 mmHg para la diastólica y 60 a 100 lpm para la frecuencia cardíaca [8].

Tabla 2. Resultados de medición en sujetos sanos.

#### 4. CONCLUSIONES

Presión Sistólica (mmHg)	Frecuencia Cardíaca (lpm)	Presión Diastólica (mmHg)	Edad (años)
128	75	90	21
117	65	74	22
130	57	80	21
110	75	59	23
125	70	79	23
118	73	84	24
129	59	83	28
101	70	69	23

En este artículo se ha presentado un sistema para medición de presión arterial no invasiva, que transmite la información de forma inalámbrica, con resultados exitosos en su fase de prueba preliminar. Dicho monitor cuenta con la capacidad

para acoplarse a un monitor portátil multiparamétrico y en su fabricación se han utilizado componentes electrónicos de bajo costo. Esto abre la posibilidad de realizar un gran número de aplicaciones como el monitoreo de pacientes en lugares lejanos, medicina domiciliaria y diagnósticos exhaustivos sin interrumpir la vida cotidiana de los sujetos, pues las mediciones pueden realizarse mientras trabajan, descansan o realizan actividades físicas.

En el diseño del dispositivo, se han tenido como premisa el ahorro de energía y espacio, lo cual se ha conseguido utilizando dispositivos electrónicos tipo SMD (Surface Mounted Device) cuyo tamaño es mucho menor comparado con los dispositivos electrónicos normalmente utilizados en prototipos. Para asegurar aun más el ahorro de energía el firmware implementado utiliza un sistema multitarea donde la mayoría del tiempo los dispositivos están en modo de bajo consumo de energía y solo despiertan cuando es necesario.

Además de las posibles aplicaciones médicas, este sistema puede utilizarse también en áreas como el deporte de alto rendimiento y la salud ocupacional, lo cual proveerá información muy útil relacionada con aspectos específicos del desempeño de los atletas y de la respuesta física de los individuos en el ambiente normal de trabajo.

Dos etapas son fundamentales para consolidar este sistema e incluirlo en un monitor multiparamétrico, una de ellas es un estudio exhaustivo de validación, y otro es la inclusión de los dispositivos electrónicos y neumáticos en la vestimenta. Etapas estas, que ya se están desarrollando, teniendo en cuenta esquemas de computación ubicua [16] y la posibilidad de integrar la información a esquemas web [17].

Proyectos de investigación como el actualmente presentado son un buen ejemplo del objetivo de investigación de los grupos interesados en la bioingeniería en los países en desarrollo. Éste sistema puede ser útil en países con un débil sistema de salud y grandes índices de pobreza donde una gran parte de la población vive en ciudades y pueblos pequeños con poco acceso a servicios médicos de calidad debido al gran impacto socioeconómico que se podría generar.

## 5. TRABAJO FUTURO

Otros módulos de medición están actualmente en desarrollo, uno para la saturación de oxígeno medida en el lóbulo de la oreja, otro que incorpora un acelerómetro de tres ejes para medir la actividad física diaria de una persona, un módulo de monitoreo de temperatura de la piel y un módulo de ECG para el registro, almacenamiento, detección de eventos y visualización de señales. Estos módulos son completamente funcionales de forma autónoma pero aun no se han integrado a la red WPAN del sistema de monitoreo multiparamétrico.

## 6. AGRADECIMIENTOS

El desarrollo de este sistema ha sido financiado por el Comité para el Desarrollo de la Investigación (CODI- FPPI08-1-10) que hace parte de la Universidad de Antioquia – Colombia. Los autores agradecen el aporte del Bioingeniero Jose Luis Correa, quien participó en el diseño del algoritmo de detección de la presión arterial usando el método oscilométrico.

## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] G. Lopez, K. Sasaki, H. Hosaka, K. Ito, Integrating wearable sensing and information technologies for human healthcare support, Biomedical Engineering, 2003. IEEE EMBS Asian-Pacific Conference, pp: 94 - 95, 2003.
- [2] P. Ooi, G. Culjak, E. Lawrence, Wireless and wearable overview: stages of growth theory in medical technology applications, Mobile Business, 2005. ICMB 2005. International Conference on, pp: 528 - 536, 2005.
- [3] C. C. Y. Poon, Y. T. Zhang, Perspectives on High Technologies for Low-Cost Healthcare, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 27, no. 5, pp: 42 - 47, 2008.
- [4] P. F. Binkley, Predicting the potential of wearable technology, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol.22, no.3, pp: 23 - 27, 2003.

- [5] Y. Liu, V. Evely, M. Pecht, Non-invasive Electrocardiogram and Blood Pressure Monitors for Cardiovascular Disease, 38th International Symposium on Microelectronics, Sensor and MEMS Packaging, pp. 66-74, Philadelphia, PA, September 25-29, 2005.
- [6] Y. Yang, AN1204, Microchip MiWi™ P2P Wireless Protocol, Microchip Technology Inc., 2008.
- [7] IEEE Std 802.15.4-2003™, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs), IEEE, 2006.
- [8] A. Guyton, Tratado de Fisiología Médica, Editorial McGraw-Hill1, 250 páginas Idioma: Español ISBN: 8448603222, décima edición.
- [9] F. David, O. Kim, Y. Yifeng, R. Nilesh. "Microchip Stack for the ZigBee™ Protocol". Microchip Technology Inc. AN965, 2007.
- [10] V. Fabián, M. Janouch, L. Nováková, O. Štěpánková, Comparative Study of Non-Invasive Blood Pressure Measurement Methods in Elderly People, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007.
- [11] R. Ruso, J. Ramos, O. Batista, R. del Rey, Una Implementación Efectiva del Método Oscilométrico para la Medición de la Presión Arterial, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba, Mayo 23 al 25, 2001.
- [12] J. C. T. B. Moraes, M. Cerulli, P. S. Ng, A Strategy for Determination of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles, Computers in Cardiology, vol. 27, pp211-214, 2000.
- [13] Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI). Electronic or Automated Sphygmomanometers. ANSYAAMI SP10-1992. Arlington, AAMI, 1992.
- [14] METRON, QA-1290 Non-Invasive Blood Pressure (NIBP) Analyzer. MTD 0302.182.06, METRON, 2005.
- [15] W. B. White, A. S. Berson, C. Robbins, M. J. Jamieson, L. M. Prisant, E. Roccella and S. G. Sheps, National Standard for Measurement of Resting and Ambulatory Blood Pressures With Automated Sphygmomanometers, Hypertension, journal of the American heart association, vol. 21, pp: 504-509, 1993.
- [16] M. Laibowitz, N. Gong, J. Paradiso, Wearable Sensing for Dynamic Management of Dense Ubiquitous Media, IEEE Body Sensor Networks, 2009.
- [17] W. Soudene, D. Istrate, H. Medjahed, J. Boudy, J. Baldinger, I. Belfeki and F. Delavault. "Une plateforme multi-modale pour la televigilance medicale", presented at the quatrieme workshop Amina 2008.