

## Diseño y desarrollo de un prototipo de monitoreo de signos vitales portátil para la atención básica en comunidades de difícil acceso

A. Callejas Tavera<sup>1\*</sup>, E. Molino Minero-Re<sup>2</sup>, I. Sánchez Domínguez<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Facultad de Matemáticas, Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida, Yucatán., México

<sup>2</sup> IIMAS, Universidad Nacional Autónoma de México, Sierra Papacal Km 5, Yucatán., México

\* callejasta@gmail.com

*Resumen*— El desarrollo de la tecnología en el campo de la bioingeniería, ha permitido generar dispositivos para la medición de parámetros clínicos de forma sencilla, con buen desempeño y de fácil interacción con el usuario, además permite tener equipos más ad-hoc y compactos. El presente trabajo muestra el diseño y construcción de un prototipo de medición de signos vitales, para la atención básica en zonas de difícil acceso y carentes de infraestructura médica en la península de Yucatán. En la implementación se utilizaron sensores para la medición de la temperatura, oxigenación y ritmo cardíaco de los pacientes que lo requieran, además se hizo uso de la tecnología de microcontroladores para la adquisición y procesamiento de la información, así como de la tecnología Bluetooth para el envío de los datos a la interfaz de despliegue. La metodología se dividió en hardware y software, en donde se describe el funcionamiento lógico del algoritmo de adquisición y la electrónica necesaria para el prototipo. El proyecto se encuentra en la fase de pruebas de funcionalidad, en donde se realizan lecturas de los sensores para posteriormente desplegar los resultados en la interfaz gráfica en el móvil. El prototipo ha generado resultados que han permitido ejecutar ajustes para disminuir el error en la medición de los parámetros, así también se observó que se obtiene una mejor medición en el dedo índice mostrando una estabilidad en los datos obtenidos durante intervalos de adquisición de diez minutos.

*Palabras clave*— signos vitales, sensores, adquisición de datos, transmisión inalámbrica, interfaz gráfica.

### I. INTRODUCCIÓN

Actualmente, el área de atención básica de salud en la península de Yucatán requiere de una infraestructura adecuada y de personal calificado en el manejo de los equipos médicos y de doctores para realizar esta labor. Sin embargo, existen comunidades rurales en donde se carece de personal y equipo necesario, lo que representa un problema ante complicaciones de salud o cuando se necesita de atención primaria dentro de la comunidad.

Dos principales limitantes de los equipos médicos actuales son su tamaño y la necesidad de contar con personal calificado para su operación. Hoy en día existen equipos portátiles que miden parámetros específicos por largos periodos de tiempo llamados *Holters*, sin embargo, estos equipos terminan siendo incómodos y afectando la movilidad de los pacientes [1]. En el mercado actual existe una gran diversidad de equipo médico de monitoreo portátil, los cuales tienen diferentes características y sus costos oscilan entre

2 mil pesos a 25 mil según las variables de medición y la precisión de éstos.

En la Universidad de Concepción en Chile, Christopher Gutiérrez construyó un sistema de monitoreo no invasivo de signos vitales, imitando el funcionamiento de los *Holter* [1]. En el Instituto Politécnico Nacional en México Diana Olvera y José González de igual manera desarrollaron un sistema de monitoreo de signos vitales el cual es capaz de utilizarse en un hospital así como en cualquier lugar donde se desee siendo este un equipo portátil y de fácil uso [2]. En la Universidad Politécnica Salesiana Francisco Quiroga y Amilcar Yugsi desarrollaron de igual manera un monitor de signos vitales utilizando la herramienta de software *LabVIEW* enfocado a su utilización por parte del cuerpo de bomberos [3].

Por lo mencionado anteriormente, es en éste trabajo se presenta el diseño y construcción de un prototipo de monitoreo de signos vitales para la atención básica en comunidades de difícil acceso en el estado de Yucatán, México. Además se propuso que el desarrollo del prototipo se realice con la tecnología disponible en Yucatán, fomentando proyectos que impacten de forma positiva la región sin necesidad de adquirirlos en el mercado externo, así también se busca conocer las etapas de desarrollo de un dispositivo médico como parte de la formación académica mediante la aplicación de los conocimientos adquiridos durante la licenciatura.

### II. METODOLOGÍA

La metodología seguida para el desarrollo del prototipo de monitor de signos vitales se divide en: hardware y software los cuales son explicados a continuación.

#### A. Hardware

Para el hardware del prototipo se eligió la placa de desarrollo *Arduino Uno* ya que es accesible en cuanto a costo y ofrece muchas prestaciones tanto en la parte electrónica como en cuanto al software, facilitando el desarrollo de prototipos rápidos de equipos de medición

Para la medición de la oxigenación en la sangre y las pulsaciones por minuto se empleó sensor *Max30100* [4] que hace uso de la combinación de dos leds (infrarrojo y luz roja) y un fotodiodo receptor para registrar los parámetros previamente mencionados. El espectro de operación de los leds viene especificado por *Maxim Integrated*, para el led

infrarrojo es de 800 a 950 nm y para el led de luz roja es 600 a 700 nm. Como se observa en la Figura 1, existe un mayor nivel de absorción de la hemoglobina desoxigenada (Hb) entre los 600 a 800 nm y de hemoglobina oxigenada a partir de 800 nm. El cálculo de la oxigenación de la sangre en un oxímetro de pulso se realiza mediante la diferencia de estos dos parámetros adquiridos durante la toma de la muestra mediante el sensor Max 30100 durante la adquisición.

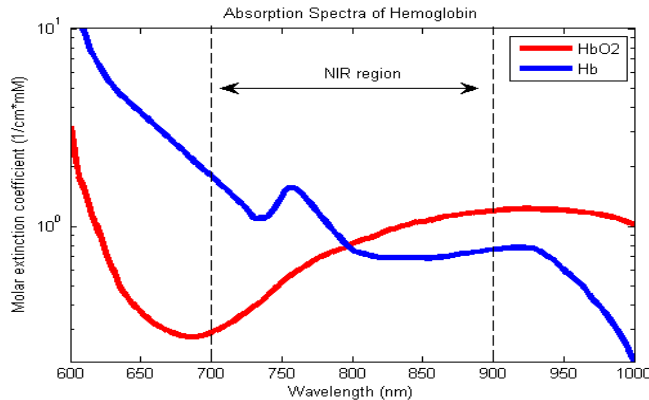


Figura 1. Espectro de absorción de la hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y la hemoglobina desoxigenada (Hb) para las longitudes de onda infrarroja y la roja [5].

Se diseñó una placa para el sensor Max30100 que utiliza el protocolo de comunicación I2C para el envío de los datos capturados en la adquisición. Se empleó el software CAD Altium Designer [6] para realizar los diseños del circuito típico recomendado por su fabricante Maxim Integrated mostrados en la Figura 2.

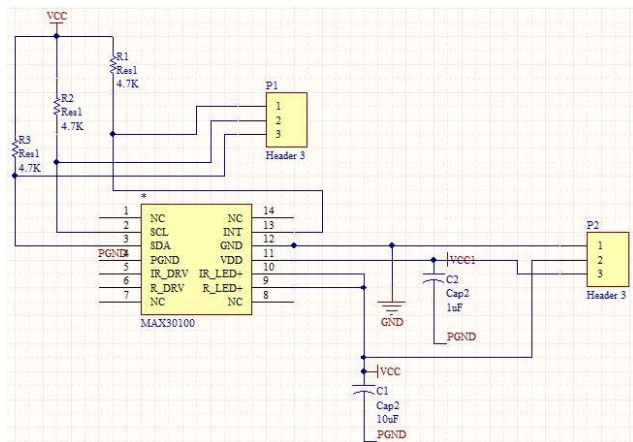


Figura 2. Esquema eléctrico de la placa circuito para el sensor Max30100.

Para la medición de la temperatura se eligió el sensor ADT7420 [7], ya que presenta distintas opciones de configuración para la adquisición. Dentro de sus aplicaciones recomendadas por el fabricante está el uso para el monitoreo clínico. Además el sensor es de tamaño reducido (4mm x

4mm). Por lo tanto se diseñó y construyó una placa de adquisición para el sensor siguiendo las recomendaciones sobre el circuito básico del fabricante, que posteriormente se implementó en una placa de circuito impreso con el software de diseño CAD Altium Designer.

Para el envío de la información adquirida con la placa Arduino Uno se utilizó el módulo Bluetooth comercial HC-05 [8], que cuenta con el hardware y software de apoyo para recibir los datos de forma secuencial utilizando su puerto serie, para posteriormente enviarlos de forma inalámbrica a la PC o al dispositivo móvil.

### B. Software

Para el diseño del programa que controle la adquisición, manejo y envío de datos se siguió la secuencia de pasos descrita en la Figura 3 como diagrama de flujo. Ya que el sensor de temperatura ADT7420 y el de oxigenación Max30100 utilizan el protocolo de comunicación I2C para el envío de la información se utilizó el puerto I2C en el Arduino Uno para la configuración, lectura y transferencia de los datos proporcionados por los sensores.



Figura 3. Diagrama de flujo del proceso de adquisición y despliegue de los datos provenientes de los sensores.

Al inicio se configuran los parámetros internos de operatividad de los sensores, es decir, el rango de operación, precisión en la adquisición, modos de funcionamiento del sensor, entre otros. Posteriormente el Arduino Uno espera a que el módulo Bluetooth se enlace con él para el despliegue de la información. Después comienza el proceso de adquisición, primero se capturan los parámetros del sensor Max30100 (oxigenación y pulso cardíaco), seguidamente se captura la información del sensor ADT7420 (temperatura), esta información es almacenada en memoria de forma temporal para procesarla y después es enviada al módulo Bluetooth. Cuando la información es recibida se despliega de forma alfanumérica en la pantalla del celular.

Antes de desplegar la información en la pantalla se requiere de una etapa de procesamiento de los datos obtenidos de los sensores. Para calcular la oxigenación en la sangre se

obtuvieron los valores medidos por los leds (infrarrojo y luz roja) y se aplicó la ecuación (1) para calcularla.

$$\frac{HBO2}{HBO2 - HB} * 100 \quad (1)$$

Posteriormente la ecuación (1) se modificó para reducir el error en la medición, promediando las 208 muestras obtenidas en dos segundos y aplicando una escala en las medidas obtenidas con el sensor, la ecuación (2) describe el cálculo final de la oxigenación.

$$\frac{\left(\frac{HBO2}{HBO2 - HB} * 10000\right)}{64} \quad (2)$$

Para calcular el pulso cardíaco, primero se adquirieron valores durante 2 segundos consecutivamente, después de transcurrido el tiempo de muestreo se calculó el máximo y el mínimo y se guardaron estos valores así como las muestras dentro de este intervalo. Posteriormente se calculó el número de picos obtenidos durante las 100 muestras. Empleando la ecuación (3) se calcularon los latidos por minuto.

$$\frac{1}{\left(\frac{NoPicos * 15}{128}\right)} * 60 \quad (3)$$

Por último para calcular el valor de la temperatura corporal se utilizó la siguiente ecuación (4) descrita en la hoja de datos del sensor [7].

$$\frac{TempMedida}{128} \quad (4)$$

### III. RESULTADOS

Primero se realizaron pruebas al hardware desarrollado en donde se verificaron que las placas desarrolladas funcionaran correctamente y que la medición proporcionada por el controlador sea estable, visualizando la información en el monitor serial de la interfaz de Arduino, en la Figura 4 se muestran los diseños en PCB de las placas de circuito impreso para los sensores.

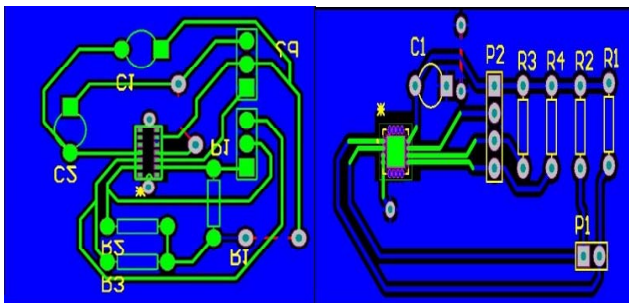


Figura 4. Diseños de PCB para los sensores utilizados.

Se realizaron pruebas de adquisición siguiendo la siguiente metodología: se colocó el sensor de oxigenación y

pulso cardíaco en el dedo índice del sujeto de prueba y el sensor de temperatura se colocó directamente sobre la piel en la superficie anterior del antebrazo. En la Figura 5 se observa la adquisición del pulso cardíaco con dos sujetos diferentes durante una prueba de funcionamiento.

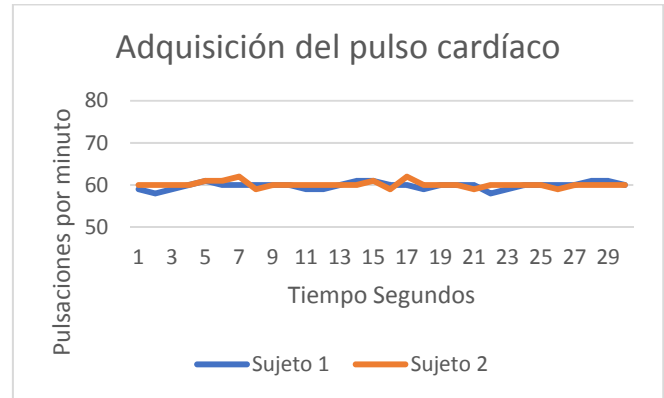


Figura 5. Adquisición del pulso cardíaco con el sensor Max30100.

Se realizaron pruebas de la adquisición de la temperatura corporal de una persona por intervalos de tiempo de 3 minutos, para posteriormente comparar la diferencia medida con el sensor de temperatura incluido en el Max30100. En la Figura 6 se observa la adquisición de ambos sensores, la toma de la temperatura fue tomada del antebrazo anterior del sujeto de prueba.



Figura 6. Adquisición de la temperatura corporal con ambos sensores de temperatura.

Comprobado el funcionamiento general del prototipo se realizaron pruebas de adquisición con los sensores conectados, así también con el módulo Bluetooth para el envío de la información a una interfaz desarrollada en Android que se muestra en Figura 7.

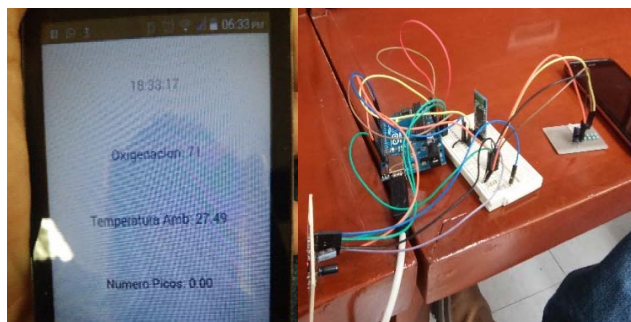


Figura 7. Interfaz gráfica desarrollada donde se muestran los valores capturados de forma alfanumérica (izquierda). Prototipo interconectado para la medición (derecha).

#### IV. DISCUSIÓN

El prototipo implementado se encuentra dividido en módulos por separado para medir los parámetros anteriormente mencionados, sin embargo se pretende realizar un diseño más compacto para su utilización. Además los resultados obtenidos durante la adquisición son datos pre procesados que requieren posteriormente una etapa de procesamiento para hacer análisis de la información adquirida.

Como se observa el sensor ADT7420 presenta un mejor comportamiento en el tiempo, es decir, es más estable y se aproxima mejor a la temperatura medida con un dispositivo comercial, además se observa que el sensor Max30100 presenta un error mayor a un grado con respecto de la temperatura real. En cuanto a la adquisición de las pulsaciones por minuto se observa que también se conserva una buena estabilidad en las mediciones realizadas durante intervalos de tiempo fijos.

#### V. CONCLUSIÓN

El prototipo se desarrolló con base a las necesidades de contar con un sistema de monitoreo portátil de signos vitales para las comunidades de difícil acceso. La adquisición de la temperatura corporal, oxigenación y pulso cardíaco se registraron de forma individual utilizando el monitor serial como interfaz de despliegue y posteriormente se probó la adquisición visualizando los datos en la interfaz desarrollada en Android.

Como se observa la interfaz actualmente cuenta con el despliegue alfanumérico solamente de los valores registrados, sin embargo, se encuentra el desarrollo de otra versión la cual tenga la opción de mostrar los valores en forma gráfica. Además el sistema fue probado con diferentes personas durante su operación y los resultados fueron comparados mostrando un comportamiento estable con el

tiempo. El prototipo al contar con la opción del envío de la información mediante el módulo Bluetooth, brinda la posibilidad de poder visualizar la información ya sea en teléfonos móviles mediante una aplicación o desde una PC mediante un software desarrollado.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gutiérrez Cisternas C.A. Sistema de monitoreo continuo de signos vitales con sensores no invasivos y transmisión inalámbrica de datos. Ingeniería Civil Biomédica, Universidad de Concepción, Facultad de Ingeniería, Concepción Chile. 2016.
- [2] Olvera Téllez D.J, González Escalona J.U. Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales. Ingeniería en comunicaciones y electrónica, Instituto Politécnico Nacional, Escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica, Ciudad de México. 2013.
- [3] Quiroga Túquez F. G, Yugsi Tipán A. S. Diseño e implementación de un sistema de monitoreo para diagnóstico clínico de signos vitales mediante LabVIEW en pacientes atendidos por el benemérito cuerpo de bomberos Cayambe. Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de Ingenierías, Quito. 2008.
- [4] Pulse oximeter and heart-rate sensor IC for wearable health (Rev 0) User's Guide, Max30100, Maxim Integrated, 2014.
- [5] Mazón AM, Rojas SP, Sánchez ES, Ramírez MG, Cabrera AI. Oxímetro de pulso no invasivo aplicado en el monitoreo atlético. VII Congreso nacional de tecnología aplicada a ciencias de la salud, Puebla, Universidad de seminarios BUAP 2016.
- [6] Beginning & intermediate version User's Guide, Altium Designer, 2018.
- [7] Accurate, 16-bit digital I2C temperature sensor (Rev 0) User's Guide, ADT7420, Analog Devices, 2016.
- [8] HC-05 Bluetooth Module, User's Guide V1.0, ITead Studio, 2010.