

Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles

Daniel Cilio, Katherine Herrera, Enrique V. Carrera

Resumen— El desarrollo e implementación de diferentes proyectos tecnológicos, apoyados en el correspondiente conocimiento médico, pueden contribuir a resolver varios problemas del sector de la salud. Si bien en los últimos años se han realizados enormes esfuerzos para desarrollar tecnologías aplicables en ambientes clínicos, el desarrollo de tecnologías para atención médica domiciliar podría reducir la presión que agobia a los hospitales actualmente. En el presente proyecto se realiza el diseño e implementación de un sistema para monitorización de signos vitales, el cual mide la frecuencia cardíaca, la oxigenación sanguínea y la temperatura corporal de una persona. La información obtenida de cada signo vital es muestreada y procesada por una plataforma digital para posteriormente ser enviada mediante un módulo Bluetooth hacia un dispositivo móvil para su análisis y visualización. El prototipo fue evaluado mediante una batería de pruebas para medición de signos vitales en diferentes pacientes.

I. INTRODUCCIÓN

El número de personas mayores de 65 años se duplicaría entre 1997 (357 millones) y 2025 (761 millones). Igualmente, el promedio de vida de las personas con enfermedades crónicas como problemas del corazón, cáncer y Alzheimer está aumentando. Esta situación contribuye a generar una elevada demanda por sistemas de asistencia médica, no solamente en términos de cuidados hospitalarios, sino de monitorización y cuidados rutinarios a gran escala [1].

El desarrollo e implementación de diferentes proyectos tecnológicos, apoyados en el correspondiente conocimiento médico, pueden contribuir a resolver varios de estos problemas en el sector de la salud. En particular, la utilización de dispositivos móviles y sistemas de comunicación inalámbricos puede mejorar el diálogo continuo entre pacientes y el personal médico. Esto permitiría brindar servicios de salud de mejor calidad y más productivos, eliminando el tiempo que un paciente pierde desplazándose desde su hogar hacia una estación particular de control médico.

Dentro de los procedimientos rutinarios realizados en pacientes está la monitorización de sus signos vitales. Esta monitorización puede realizarse aplicando un procesamiento de las señales biomédicas en una zona específica del cuerpo humano. Dentro de las señales biomédicas más importantes se destacan las señales bio-eléctricas y las señales bio-ópticas, las mismas que permiten hacer mediciones como

D. Cilio es ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones por la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, Sangolquí, Ecuador dacilio@espe.edu.ec

K. Herrera es ingeniera en Electrónica y Telecomunicaciones por la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, Sangolquí, Ecuador kvherrera@espe.edu.ec

E. V. Carrera es profesor del Departamento de Eléctrica y Electrónica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, Sangolquí, Ecuador evcarrera@espe.edu.ec

la del electrocardiograma (ECG) y oxigenación en la sangre (SpO_2), respectivamente.

En este proyecto se presenta el diseño e implementación de un sistema de monitorización de signos vitales con características flexibles tanto en su hardware como en su software, permitiendo una fácil lectura de las señales biomédicas más importantes. Si bien el software está orientado al sistema operativo Android en la actual implementación, el código fuente puede reutilizarse para adaptar la aplicación a diferentes plataformas. Adicionalmente, una estrategia de diseño es limitar el tamaño físico del hardware para obtener dispositivos de monitorización compactos que mejoren la movilidad de los pacientes. Finalmente, toda la plataforma de monitorización fue evaluada mediante una batería de pruebas para medición de signos vitales en diferentes pacientes y bajo distintas circunstancias.

II. FUNDAMENTO TEÓRICO

Los signos vitales son señales o reacciones que se perciben y miden rutinariamente por los profesionales de la salud para evaluar las funciones básicas del organismo. Los signos vitales constituyen una herramienta valiosa como indicadores del estado funcional del paciente. Una interpretación adecuada y oportuna de estos indicadores ayuda a los profesionales de la salud a decidir posibles tratamientos. En particular, la determinación de los signos vitales tiene extrema importancia en los servicios de emergencia, donde los pacientes presentan una gran variedad de cuadros clínicos.

Los signos vitales generalmente cambian con la edad, el sexo, el peso, la tolerancia al ejercicio y las enfermedades [2]. Los rangos normales de los signos vitales para un adulto sano promedio mientras está en reposo son:

- Temperatura: 37°C (98,6°F).
- Pulso: 60 a 100 latidos por minuto.
- Presión arterial: 90/60 mm/Hg hasta 120/80 mm/Hg.
- Respiración: 12 a 18 respiraciones por minuto.

A. El Electrocardiograma

El ECG es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y recogidas en la superficie corporal. Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco producen las ondas características del ECG haciendo posible su trazado característico. Estas variaciones son detectadas por electrodos ubicados en la piel. Mediante el electrocardiógrafo son amplificadas, filtradas y registradas en papel las forma de ondas y deflexiones que representan la magnitud y dirección de la actividad eléctrica cardíaca [3].

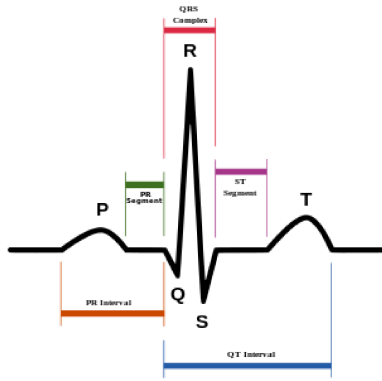


Fig. 1. Gráfico de un ECG con etiquetas de onda e intervalos.

Los electrodos se colocan sobre el cuerpo del paciente, sujetándolos y conectados al electrocardiógrafo mediante cables. Las derivaciones de un ECG utilizan diferentes combinaciones de electrodos para medir distintas señales procedentes del corazón. En forma figurada, cada derivación es como una ‘fotografía’ de la actividad eléctrica del corazón, tomada desde un ángulo diferente. En electrocardiografía, el término ‘derivación’ se refiere a la medida del voltaje entre dos electrodos.

1. *La Onda ECG:* El trazado típico de un electrocardiograma registrando un latido cardíaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T como se puede apreciar en la Fig. 1. La sístole mecánica o contracción ventricular comienza justo después del inicio del complejo QRS y culmina justo antes de terminar la onda T. La diástole, que es la relajación y relleno ventricular, comienza después que culmina la sístole correspondiendo con la contracción de las aurículas, justo después de iniciarse la onda P [4].

B. La Oximetría de Pulso

La oximetría de pulso o medición del SpO_2 es un procedimiento no invasivo para medir de forma continua la saturación arterial de oxígeno (SaO_2). Habitualmente, el sensor es colocado en un dedo de la mano, aunque a veces se utilicen otras ubicaciones como el lóbulo de la oreja o un dedo del pie.

La oximetría de pulso se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría permite calcular la concentración de una determinada sustancia en una solución a partir de su absorción óptica a una longitud de onda determinada. Por otro lado, la pletismografía permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo [5]. De esta forma, la sustancia bajo análisis se ilumina y se mide la absorción de luz a longitudes de onda específicas al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil, y a partir de esa medida, se calcula la concentración de oxígeno. Dicha técnica analítica también establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan, como mínimo, dos longitudes de onda.

En el caso de la sangre, hay dos sustancias relevantes a la oxigenación que son: la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO_2). Como se tiene dos sustancias,

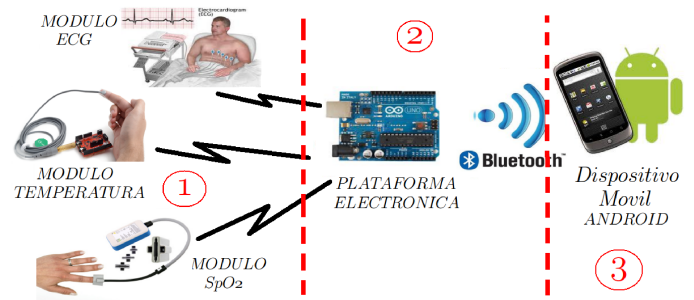


Fig. 2. Esquema general del sistema de monitorización.

los oxímetros requieren mínimo dos longitudes de onda: típicamente una roja y una infrarroja. Esto conlleva a que la luz deba atravesar parte de la sangre oxigenada (arterial), sangre reducida (venosa), y otros tejidos como huesos, uñas y piel [6].

C. La Temperatura Corporal

La temperatura corporal normal, de acuerdo con la Asociación Médica Americana, puede oscilar entre los $36,5^{\circ}C$ y $37,2^{\circ}C$. La temperatura corporal se puede determinar en tres zonas: la axila, la boca y el recto. Las dos últimas opciones son las que nos dan una idea precisa de la temperatura real del organismo, ya que el termómetro se aloja en una de sus cavidades (temperatura interna vs. temperatura externa) [7].

La temperatura del cuerpo puede ser anormal debido a la fiebre (temperatura alta) o a la hipotermia (temperatura baja). De acuerdo con la Asociación Médica Americana, se considera que hay fiebre cuando la temperatura corporal es mayor a $37^{\circ}C$. Por otro lado, la hipotermia presenta temperaturas corporales por debajo de los $35^{\circ}C$.

III. SISTEMA DE MONITORIZACIÓN

El sistema para monitorización de signos vitales cuenta con tres módulos, como se observa en la Fig. 2. Estos tres módulos generales son:

1. Los sensores que permiten la adquisición de las señales de los signos vitales.
2. La plataforma digital que permite el muestreo y procesamiento de las señales, así como el envío de los datos vía Bluetooth hacia un dispositivo móvil.
3. El dispositivo móvil que permite la visualización y análisis de los signos vitales.

A. Los Sensores

1. *Temperatura Corporal:* Para obtener la temperatura corporal no se requiere una etapa de acoplamiento debido que los sensores utilizados tienen salidas digitales que permiten comunicarse directamente con la plataforma digital, la misma que posteriormente enviar su valor vía Bluetooth al dispositivo móvil.

Para este proyecto se consideró utilizar el integrado SHT15: sensor de temperatura y humedad digital [8]. El sensor digital SHT15 está totalmente calibrado y ofrece una alta precisión y excelente estabilidad a largo plazo y

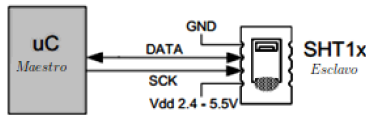


Fig. 3. Esquema de conexión del sensor de temperatura.

a muy bajo costo. Los 4 pines del sensor de temperatura son conectados como se muestra en la Fig. 3 a la plataforma digital; de esta manera, se administran directamente la señal de reloj y las señales con los datos de interés.

2. *Electrocardiograma*: Para la recepción de los datos del ECG se utiliza la configuración de 3 derivaciones, debido a que permite obtener señales aceptables para su análisis. Además, para esta configuración, los circuitos requeridos para su acoplamiento son relativamente pequeños, lo cual ayuda a mejorar la movilidad del sistema. Así, se colocan tres electrodos en puntos específicos del paciente, como se describe en la Fig. 4.

Para que la recepción de la señal sea óptima, se incluyen etapas de amplificación y filtrado, como muestra la Fig. 5. Al finalizar esta etapa de procesamiento por hardware, la señal será entonces muestreada por la plataforma digital.

La etapa de pre-amplificación utiliza un amplificador de instrumentación que permite mejorar la señal proveniente de los electrodos que se encuentra en el rango de los μV . En la etapa de filtrado se eliminan las frecuencias no deseadas de la señal, para ello se usan filtros pasa-banda (combinación de filtros pasa-altos y pasa-bajos). Finalmente, la etapa de post-amplificación genera una señal en el rango de los V para que pueda ser procesada adecuadamente por la plataforma digital.

En la presente implementación, los electrodos seleccionados son electrodos auto-adhesivos reusables, que permiten una buena recepción de los voltajes ECG en reposo. Los electrodos están conectados al brazo derecho (RA), al brazo izquierdo (LA) y a la pierna derecha (RL) del paciente (Fig. 4). El circuito diseñado posee una retroalimentación con la señal de la pierna derecha que es utilizada como referencia para reducir el ruido. Esta señal ingresa a un amplificador instrumental, en este caso el AD620, junto con la señales del brazo izquierdo y el brazo derecho para la determinación de las componentes principales de la señal del ECG.

Posteriormente, la señal obtenida pasa por un sistema de filtros que permite eliminar gran parte del ruido que aún interfiere con la señal ECG. La señal buscada se encuentra en el orden de $1-2Hz$, por lo que se aplican filtros pasa-bajos de $33Hz$ y pasa-altos de $0,16Hz$ para eliminar las frecuencias no deseadas.

Finalmente, después de filtrar y eliminar el ruido de la señal, se realiza una nueva amplificación de la misma para obtener rangos de voltaje aceptables. La señal obtenida en el prototipo posee $3V_{pp}$ y puede ser fácilmente muestreada por la plataforma digital. El sistema completo de amplificación y filtrado se muestra en la Fig. 6.

3. *Oximetría de Pulso*: Todos los sensores de SpO_2 poseen el mismo principio de funcionamiento, existiendo diferencias en cuanto al tipo conector que poseen y que

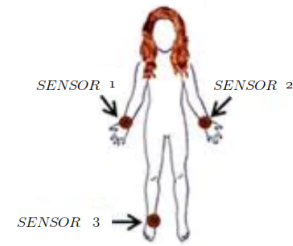


Fig. 4. Posición de los electrodos para la medición del ECG.

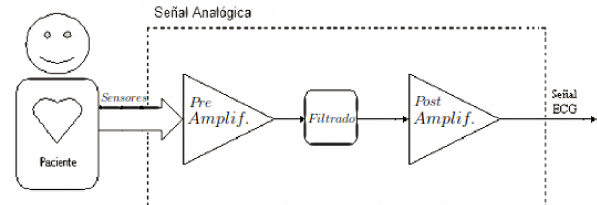


Fig. 5. Esquema general del módulo de pre-procesamiento ECG.

depende principalmente de su forma de conexión a equipos de marcas específicas. El conector más usado es el DB9, el cual facilita una manipulación flexible de la señales. En este caso, para obtener la señal de SpO_2 se necesitan 2 circuitos: uno que permita la generación de pulsos PWM para controlar el encendido y apagado de los LEDs rojo e infrarrojo, y un circuito de acoplamiento de la señal a la salida del fotodetector. Este último circuito está compuesto por una etapa de amplificación de transimpedancia (*i.e.*, conversor corriente-voltaje), y una etapa de filtrado y eliminación de voltaje DC. El esquema general del módulo SpO_2 se muestra en la Fig. 7.

El circuito de control de los LEDs determina el encendido y apagado de los mismos mediante una señal PWM. Simultáneamente, obtenemos una corriente resultante a la salida del fotodetector, la misma que se la transforma en voltaje por medio de un amplificador de transimpedancia. Una vez obtenido el voltaje proporcional a la corriente entregada por el fotodetector, la señal entra a una etapa de filtrado para eliminar frecuencias no deseadas. Finalmente, la señal pasa a una etapa de amplificación para obtener valores en el rango de los V y de esa forma pueda ser muestreada por la plataforma digital. La plataforma digital procesa la señal para obtener el valor de SpO_2 correspondiente y además envía ese valor por medio de Bluetooth hacia el dispositivo móvil para su posterior visualización.

En la actual implementación se utilizó el sensor reusable de la marca Nellcor [9] cuya correcta utilización se observa en la Fig. 8. Este tipo de sensor es perfecto para realizar el control del paciente en tiempo real y realizar un seguimiento a corto plazo, además de ser cómodo y diseñado para reducir la interferencia de la luz ambiental.

Como se mencionó, para obtener la señal final del SpO_2 es necesario realizar un acoplamiento de la señales tomadas por el sensor, así como un circuito de control que permita encender y apagar los LEDs en un determinado período de

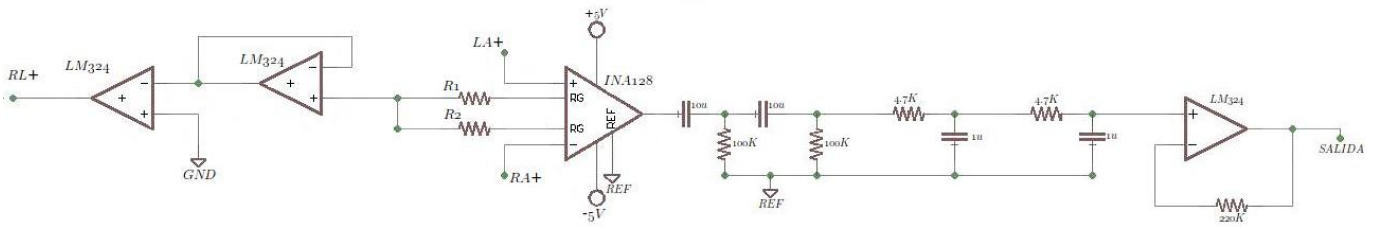


Fig. 6. Circuito de acoplamiento para generación de la señal ECG.

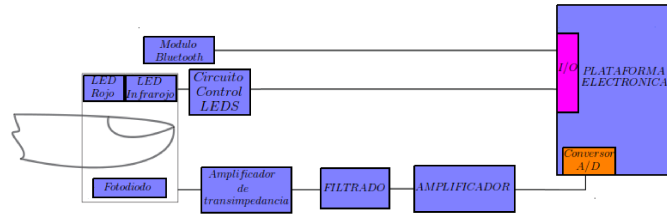


Fig. 7. Esquema general del módulo de SpO_2 .



Fig. 8. Sensor reusable para medición de SpO_2 de marca Nellcor.

tiempo. En el sensor Nellcor, los pines 2 y 3 del conector DB9 controlan el encendido y apagado de los LEDs, debido a que se encuentra conectado el cátodo de un LED con el ánodo del otro, esto nos asegura que solo un LED puede encontrarse encendido con una simple señal PWM. Los pines 5 y 9 nos dan la señal de salida del fotodetector como corriente en valores de nA . Los pines 6 y 7 representan la tierra del sistema, mientras que los pines 1, 4 y 8 no son utilizados.

Para el control de los LEDs es necesario señales PWM a $1kHz$ y 25% del ciclo de trabajo. Para obtener las señales deseadas se tiene un temporizador 555 que genera una onda de $2kHz$ de frecuencia y un ciclo de trabajo del 50%. Esta señal entra en un flip-flop JK (74LS73) que actúa como un divisor de frecuencia y cuya señal de salida permite el control de un demultiplexor (74LS155) el cual permite enviar un pulso hacia cada uno de los LEDs. El circuito para el control de las señales PWM se muestra en la Fig. 9.

A la salida del fotodetector (*i.e.*, pin 9 del conector DB9) se tiene una señal en el valor de los nA , se requiere un amplificador de transimpedancia que transforma y amplifica la corriente entregada por el sensor a una señal de voltaje proporcional a la corriente.

La señal obtenida a la salida del amplificador de transimpedancia se encuentra en el rango de los $0,5Hz$ a los $5Hz$, se usa un filtro pasa-bajos de $6Hz$, y un pasa-altos de $0,8Hz$ y se amplifica la señal con una ganancia de 31 para finalmente

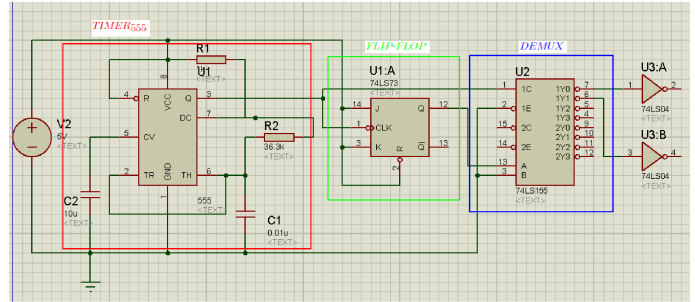


Fig. 9. Circuito generador de las señales PWM.

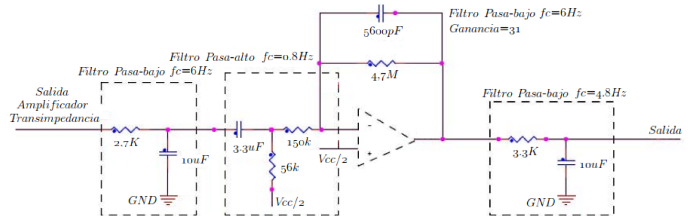


Fig. 10. Circuito de acoplamiento para la señal SpO_2 .

usar un filtro pasa-bajos de $4Hz$. El circuito final se muestra en la Fig. 10.

La señal final resultante posee una frecuencia cercana a $1Hz$ y una amplitud cercana a los $2V$, la cual es muestreada por la plataforma digital para su posterior procesamiento.

B. La Plataforma Digital

La plataforma digital, al igual que los sensores, debe cumplir con determinadas especificaciones que permitan un óptimo procesamiento de los datos. Las características más importantes son:

- Tener un software y hardware flexibles, y fáciles de utilizar.
- Poseer un microprocesador de propósito general que permita manipular eficientemente los datos y señales requeridas.
- Tener entradas y salidas tanto analógicas como digitales que permitan utilizar diferentes tipos de sensores para cada uno de los módulos a ser implementados y también permitan accionar diferentes actuadores.
- Las entradas analógicas deben proveer una buena resolución de muestreo (al menos 10 bits).
- Debe ser posible alimentar al sistema con una fuente externa no regulada y con voltajes variables.

Tabla I
PULSACIONES POR MINUTO EN REPOSO.

Paciente	Valor medido	Valor real
1	88	84
2	81	83
3	60	63
4	67	66
5	77	81
6	66	69
7	93	95
8	73	72
9	82	80
10	75	72

Tabla II
ERROR EN LA MEDICIÓN DE PULSACIONES EN REPOSO.

Paciente	Error relativo	Error absoluto
1	4	4.76
2	2	2.41
3	3	4.76
4	1	1.51
5	4	4.94
6	3	4.35
7	2	2.10
8	1	1.39
9	2	2.50
10	3	4.17

- El tamaño de los componentes debe ser lo más compacto posible para la optimización de espacio.

Para este proyecto se ha seleccionado la plataforma Arduino, la cual tiene fácil acceso a sus entradas y salidas, y es ideal para la conexión de sensores o dispositivos externos. Esta plataforma es adecuada para proyectos como el planteado debido a su ambiente de desarrollo simplificado y programación directa de su hardware [10].

C. El Dispositivo Móvil

El dispositivo móvil permite la visualización de las gráficas correspondientes al ECG, las medidas de SpO_2 y la temperatura corporal. Todas estas señales son enviadas mediante un módulo Bluetooth desde la plataforma digital para su posterior recepción en el dispositivo móvil.

Para la presentación de los datos transmitidos se tiene una variedad de dispositivos móviles como son teléfonos celulares, computadores portátiles, tabletas, etc. En la actual implementación se ha seleccionado el sistema operativo Android para el desarrollo de la aplicación. Esta selección se debe a que Android brinda una plataforma ampliamente difundida y un mercado abierto para la distribución de la misma.

IV. EVALUACIÓN DEL SISTEMA

Para el análisis de resultados se utilizó la siguiente metodología: se tomó los signos vitales a una muestra de 10 personas, controlando las características y estado de las personas para limitar posibles alteraciones a los parámetros normales de sus signos vitales.

A. El Electrocardiograma

Se midieron las pulsaciones (*i.e.*, latidos por minutos) de cada persona en estado de reposo mediante el sistema de monitorización, para luego validar el pulso de forma manual. Los resultados obtenidos para la muestra de 10 pacientes en el dispositivo móvil se muestran en las tablas I y II.

Según la información que aparece en la tabla II, el error porcentual es en media 3.3%. Este porcentaje es considerado como aceptable al tomar en consideración la simplicidad y bajo costo de la plataforma utilizada.

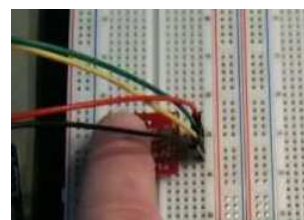


Fig. 11. Medición del valor de temperatura mediante el sensor SHT15.

B. La Temperatura

Para realizar las mediciones de temperatura corporal se coloca el dedo índice sobre el sensor como se observa en la Fig. 11. Este esquema mide de forma externa la temperatura pudiendo generar errores significativos. Debido a lo anterior, la temperatura corporal medida es comparada con los valores arrojados por un termómetro clínico que nos da una lectura mucho más exacta de este signo vital.

Al tener errores considerables entre la medición del sistema de monitorización y el termómetro clínico, calculamos un factor de corrección promedio igual a 1.07, que fue utilizado para corregir las mediciones y cálculo del error. Los datos de error absoluto y relativo para cada medición de temperatura usando el factor de corrección calculado se muestran en las tablas III y IV.

Vemos que el error porcentual medio de las mediciones de temperatura una vez aplicado el factor de corrección es de 0.95%. Este es un error bastante aceptable que genera una medición bastante buena del signo vital temperatura.

C. La Oximetría de Pulso

En la tabla V se muestran los valores de SpO_2 tomados para la muestra de 10 personas. El rango normal del valor de

Tabla III
VALORES DE TEMPERATURA CON FACTOR DE CORRECCIÓN.

Paciente	Temperatura corregida	Temperatura real
1	37.05	36.5
2	36.27	37.2
3	36.62	36.3
4	35.83	36.2
5	37.27	37.6
6	36.47	36.6
7	36.97	36.8
8	36.65	36.4
9	36.53	36.4
10	37.22	36.9

Tabla IV
ERROR EN LA TEMPERATURA CON FACTOR DE CORRECCIÓN.

Paciente	Error Relativo	Error Absoluto
1	0.55	1.51
2	0.93	2.50
3	0.32	0.88
4	0.37	1.02
5	0.33	0.88
6	0.13	0.35
7	0.17	0.46
8	0.25	0.69
9	0.13	0.36
10	0.32	0.87

Tabla V
VALORES MEDIDOS PARA SpO_2 .

Paciente	SpO_2
1	94
2	89
3	92
4	94
5	86
6	87
7	90
8	90
9	93
10	88

SpO_2 se encuentra entre el 85 % y el 95 %, por lo que los valores obtenidos se pueden considerar adecuados. Además, se verificó la coincidencia del sincronismo existente entre la señal entregada por el sensor de SpO_2 y la señal ECG.

V. CONCLUSIONES

De acuerdo al análisis de los errores obtenidos, los datos medidos a partir del ECG y temperatura corporal se ubican en rangos del 4 % y 1 % respectivamente, lo que garantiza una adecuada precisión de las mediciones. Las mediciones del SpO_2 se encuentran dentro de los rangos normales para cada paciente, además que coincide la validación de sincronismo al comparar dicha señal con la del ECG. Estos márgenes de error son considerados especialmente aceptables al considerar la simplicidad y bajo costo de la plataforma utilizada.

La plataforma digital utilizada (*i.e.*, Arduino) para la medición de los signos vitales es de fácil manejo y transporte, permitiendo movilidad para su utilización en diferentes lugares y circunstancias. La obtención de datos mediante esta plataforma de monitorización ayudará a realizar un diagnóstico preventivo ágil de los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] Enrique V. Carrera Pamela Morales. Monitoreo de condiciones de salud mediante una red de dispositivos móviles. Technical report, Escuela Politécnica del Ejército, 2012.
- [2] Medline Plus. Signos Vitales. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002341.htm>, year = 1997, note =.
- [3] D C Godoy León. Proyecto diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales. <http://www.dalcame.com/wdescarga/ecg12.pdf>, 2008. [Online; accessed 12-Feb-2012].

- [4] Francis Cozal. Electrocardiograma. <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>, 2013. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [5] Seco González A. Noguero Casado MJ. Pulsioximetría. <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [6] Santiago Lopez. Pulse Oximeter Fundamentals and Design. http://www.freescale.com/files/32bit/doc/app_note/AN4327.pdf, 2012. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [7] University Of Chicago. Signos Vitales: Temperatura Corporal, Pulso, Frecuencia Respiratoria y Presión Sanguínea. <http://www.uchospitals.edu/online-library/content=S03963>, 2013. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [8] Sensirion. SHT15. <http://www.sensirion.com/en/products/humidity-temperature/humidity-sensor-sht15/>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [9] NONIN. Sensores Spo2 Nonin. <http://www.nonin.com/PulseOximetry/Sensors>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [10] MCM. Arduino Uno vs Raspberry Pi vs BeagleBone Black. <http://blog.mcmelectronics.com/post/Arduino-Uno-Raspberry-Pi-and-BeagleBone-Black#.UeXP8c9qYxA>, 2013. [Online; accessed 16-Jul-2013].