



Sistema de monitoreo para pacientes de alto riesgo integrando módulos GPS, GSM/GPRS y Zigbee

Monitoring system for high-risk patients integrating GPS, GSM/GPRS and Zigbee modules

Olguer Sebastián Morales Valenzuela¹, Julián Rolando Camargo López²,
Elvis Eduardo Gaona García³

Fecha de recepción: 13 de junio de 2013

Fecha de aceptación: 18 de agosto de 2015

Cómo citar: Morales Olguer, Camargo López, J. R., & Gaona García, E. E. (2015). Sistema de monitoreo para pacientes de alto riesgo integrando módulos GPS, GSM/GPRS y Zigbee. *Revista Tecnura*, 19, 97-111. doi: 10.14483/udistrital.jour.tecnura.2015.SE1.a08

Resumen

En el presente artículo se muestra el proceso de implementación de un sistema de monitoreo remoto de señales vitales en pacientes de alto riesgo, se describe el diseño de un oxímetro de pulso haciendo uso de las prestaciones de un microcontrolador y de un electrocardiógrafo analógico (derivaciones bipolares). Mediante el microcontrolador se configura el módulo GPS XM0110 para recibir las coordenadas de la posición actual del paciente y guardarlas en memoria para posteriormente transmitirla haciendo uso del modem AirPrime SL6087, junto al valor de la frecuencia cardiaca y el SaO₂, así como la hora en la cual se tomó la medición, mediante un mensaje de texto. También, haciendo uso de un módulo ZigBee se transmiten inalámbricamente las señales tomadas a un computador en donde se procesan y visualizan mediante un

software diseñado en la programa LabView™. A su vez, se tiene la posibilidad de visualizar la señal ECG en una LCD gráfica.

Palabras claves: diseño de circuitos, dispositivos de microondas, instrumentos médicos, radiocomunicaciones.

Abstract

This article shows the design and implementation of a remote monitoring system for vital signs in high-risk patients, it is described the design of a pulse oximeter using a microcontroller and an analog electrocardiograph (bipolar leads). A GPS XM0110 module is configured by the microcontroller in order to receive data of the current position of the patient and store them in memory for subsequent release by making use of a AirPrime SL6087 modem, as well as the heart rate, the SaO₂ and the time in which the

¹ Ingeniero Electrónico y Especialista en Gestión de Proyectos de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Magister en Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Los Andes–Bogotá. Gerente de TI en Wavecom Corporación SAS (2012-2015). Actualmente cursa estudios de MBA a tiempo completo en la Universidad de Los Andes. Bogotá-Colombia. Contacto: os.morales10@uniandes.edu.co

² Ingeniero Electrónico, Especialista en Telemática, estudios de maestría en Ciencias de la Información y las Comunicaciones con énfasis en Telemática. Docente de planta de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia. Contacto: jcamargo@udistrital.edu.co

³ Ingeniero Electrónico, especialista en Telecomunicaciones Móviles, magister en Ciencias de la Información y las Comunicaciones, estudiante de doctorado en Ingeniería de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Docente Asociado de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia. Contacto: egaona@udistrital.edu.co

measurement was taken, using a text message. Also, by making use of a ZigBee module the captured signals are transmitted wirelessly to a computer where they are processed and displayed using software

designed on LabVIEW. In turn, there is the possibility to view the ECG signal on a LCD graphic.

Keywords: circuit design, medical devices, microwave devices, radiocommunications.

INTRODUCCIÓN

Monitorizar constantes vitales como frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno en la sangre y temperatura corporal, brinda al personal de la salud la información clínica oportuna que permite dar un diagnóstico más rápido a cada situación. Los sistemas de monitorización de señales electrocardiográficas (Davis, 2008) en pacientes tienen actualmente un área de cobertura limitada al centro hospitalario, no ha habido desarrollos que permitan tener una cobertura con un sistema de posicionamiento global GPS (Amaya & Carrera, 2010) (blogElectronica.com, 2012) (Pozo, Ribeiro, & Sandoval, 2000), ni su transmisión a través de una red móvil GSM (Reyes, 2007) (Redl, 2002) (Siemens, 2011). Los desarrollos efectuados con sistemas de monitorización incluyen la medición de la oximetría de pulso (Ventositos, 2010), la transmisión de las mediciones de los datos de oximetría mediante Bluetooth (Mena, 2009), adquisición portátil con telemetría Bluetooth (Cabo, 2009) para señales biomédicas (Guyton & Hall, 2007), electrocardiógrafos que se conectan por medio físico a un computador (Vidal & Gatica, 2010), electrocardiógrafos portátiles (Gonzales, Martinez, Fernandez, Garrido, & Rodriguez, 2001), entre otros. A nivel industrial existen sistemas que hacen transmisiones inalámbricas con un área de cobertura específica y reducida a nivel de hospitales (Healthcare, 2012).

El presente artículo muestra la implementación de un prototipo que permita la medición remota de magnitudes fisiológicas y el posterior envío de la información hacia el operador del sistema, renovando la asistencia en el área de la salud, ya que permite acceder a los datos vitales del paciente mediante diversos dispositivos de visualización

de la información para propiciar una vigilancia constante. El artículo está organizado de la siguiente manera. En la sección II se mencionan algunos trabajos previos relacionados con sistemas de medición y transmisión inalámbrica de registro de constantes vitales (ECG, plestimografía, entre otros). La metodología, diseño y construcción del proyecto se describen en la sección III. Los resultados se muestran en la sección IV y, finalmente, las conclusiones y los trabajos futuros se presentan en las secciones V y VI, respectivamente.

INVESTIGACIONES RELACIONADAS

Para hacer la valoración inicial en pacientes de alto riesgo, al igual que para su seguimiento y sostenimiento, se han monitorizado distintas constantes vitales; entre las más importantes se encuentra la frecuencia cardiaca, hallada mediante un ECG para hacer diagnóstico médico de patologías (Uspenskiy, 2012), ya sea mediante un ECG típico o implementado mediante sistemas de alta resolución (Reyes Aguirre, 2012); también debido a su alto impacto se han hecho intentos para usar todo el potencial de los computadores con el fin de usarlos como plataforma de bajo costo para la visualización y procesamiento de electrocardiogramas (Pinciroli, 1990), así como para la implementación de un electrocardiógrafo fetal portátil (Fanelli, 2011). También se encuentra registro de trabajos en la búsqueda de transmitir datos de plestimografía mediante módulos Bluetooth (Cerny & Penhaker, Plethysmography Bluetooth Measurement, 2010) e incluso vía remota (Wireless) (Cerny & Mojziesik, 2010), como es el caso de la tecnología GPRS (Reyes, 2007). No se tiene registro de la construcción de un sistema completo de monitorización remota,

que daría un gran beneficio a los pacientes, siendo la motivación principal del desarrollo de este proyecto. La implementación de un sistema de monitorización remota de constantes vitales utilizando tecnología de última generación permite hacer el seguimiento de pacientes y facilita al personal médico el acceso en tiempo real a estas mediciones mientras el paciente se encuentra en su lugar de residencia, reduciendo con ello el tiempo del diagnóstico.

METODOLOGÍA DE TRABAJO

Para el diseño e implementación de un prototipo del sistema de monitorización fue necesario plantear una serie de actividades, determinando seis etapas: definición de los requerimientos técnicos, escogencia de métodos de medición, diseño, procesamiento y acondicionamiento de las señales, visualización y transmisión inalámbrica de la señal, y desarrollo de *software*. Definiendo así un diseño metodológico, representado en la figura 1, para cumplir con los requerimientos técnicos y obtener el resultado esperado.

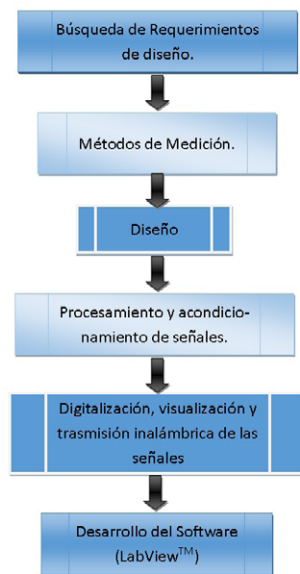


Figura 1. Modelo de trabajo.

Fuente: elaboración propia

En la figura 2 se muestra en diagramas de bloque el sistema que se detallará en el presente trabajo.

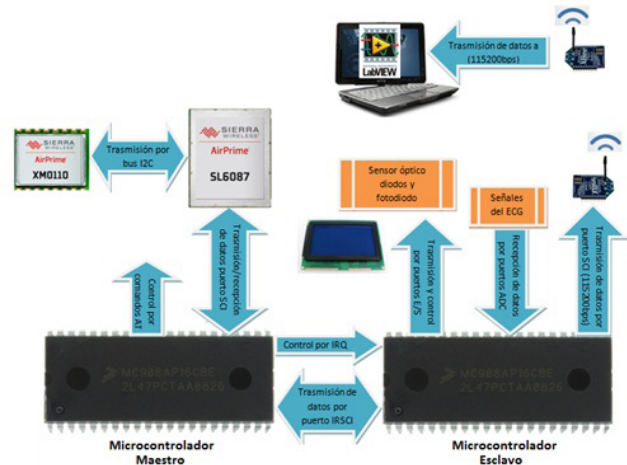


Figura 2. Diagrama general del sistema de monitorización.

Fuente: elaboración propia

REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

De acuerdo con las recomendaciones de la Association for the Advancement of Medical Technology (AAMI, 2012), se tienen los siguientes requerimientos de diseño para que el equipo pueda ser homologado según estos estándares:

- **Ancho de banda:** debe estar entre 0,14 Hz y 100 Hz, pero se toma con un ancho de banda superior, situado entre 1,59 Hz y 150 Hz; esto con el fin de que el equipo pueda ser útil en pruebas de esfuerzo o en equipos ambulatorios en futuras aplicaciones.
- **Impedancia de entrada:** recomienda valores de impedancia de ingreso al sistema de medición mayor a 5 mΩ; para esto se implementó amplificadores de aislamiento entre el paciente y el amplificador de instrumentación usando amplificadores operacionales constituidos por FET, como el LF353.
- **Rango dinámico de entrada y ganancia:** recomienda que el equipo responda a variaciones

diferenciales entre 0,5 y 10 mVpp y que se disponga de valores de ganancia de 500, 1.000 y 2.000; esto se cumple con un amplificador de instrumentación diseñado para aplicaciones de ECG como el AD620 de Analog Devices, junto con el uso de etapas de amplificación posteriores.

- **CMRR:** recomienda un CMRR mínimo de 100 dB; para cumplir con este requerimiento se utilizó el AD620, que es un amplificador de instrumentación diseñado para aplicaciones biomédicas y que garantiza un CMRR mínimo de 100 dB.
- **Protección al paciente:** recomienda proteger al paciente ante cualquier fuga de corriente superior a 20 uA a través del uso de fuentes aisladas en el caso de tomar la alimentación para el equipo a través de la red eléctrica o el uso de baterías; para lograr dicho aislamiento se escogió la segunda opción, operando el equipo a través de baterías recargables.

La American Heart Association (AHA, 2013) recomienda una resolución de 8 bits y una frecuencia de muestreo de 250 Hz como requerimientos mínimos para un ECG computarizado. Para cumplir con esta recomendación se efectuará una conversión a 10 bits.

MÉTODO DE MEDICIÓN

ECG

Estos miden la actividad eléctrica generada por la suma total de la capacidad cardiaca en un momento concreto; para hacer un dispositivo de bajo costo se utilizaron electrodos de superficie ya que son más económicos que los de inserción y no son tan incómodos para el paciente (Electromedicina, 2011). Cabe mencionar que las señales adquiridas son señales eléctricas provenientes del corazón presentes en la superficie corporal, y que son del rango de 0,5 a 4 mV, siendo bastante difícil diferenciarlas del ruido, además de ser afectadas

fácilmente por ondas electromagnéticas, la red eléctrica, las contracciones musculares, el contacto entre el electrodo y la piel, la respiración y la traspiración del paciente, entre otros; esto se soluciona pasando las señales adquiridas por diferentes etapas de amplificación y filtraje, para así finalmente digitalizarlas.

Adquisición de la señal ECG: Las señales se obtuvieron a partir de electrodos conectados en las 4 extremidades del cuerpo, para obtener así las derivaciones dipolares I, II y III:

- $I = LA - RA$
- $II = LL - RA$
- $III = LL - LA$

Donde RA (brazo derecho), LA (brazo izquierdo) y LL (pierna derecha).

Se utilizaron cables desoxigenados para conectar los electrodos a los amplificadores de instrumentación, esto con el propósito de aprovechar su blindaje y de esta manera minimizar interferencia en la adquisición de las señales. Las señales bipolares de las derivaciones I, II y III se obtuvieron de la diferencia de voltaje entre dos electrodos localizados en partes específicas del cuerpo (muñeca, tobillo, entre otros).

Pulsioxímetro

Es posible hacer una medida muy exacta de la fotocorriente total inducida en el fotodetector, haciendo uso de un simple temporizador y de las prestaciones del microcontrolador, gracias a que el fotodiodo se puede modelar por el circuito equivalente que se observa en la figura 3.

La mayoría de oxímetros de pulso en la actualidad están formados por una configuración LED-LED_IR-Fotodiodo, donde los Led son los emisores de luz y los fotodiodos [generalmente diodos p-n o diodos p-i-n (tipo p – intrínseco – tipo n)] actúan como fotodetectores. Típicamente se utilizan componentes para el acondicionamiento de la señal de

interés, tales como amplificadores operacionales y conversores analógico a digital de alta resolución (Siemens, 2011). Estos otros componentes no solo incrementan la complejidad del sistema y el costo total, sino también el tamaño y la disipación de energía, factores importantes en cualquier diseño. La técnica de detección propuesta es digital y se basa en la conversión del voltaje a duración de pulso, eliminando de esta manera la necesidad de ADC de alta resolución y amplificadores analógicos. A continuación se presenta el diseño usando el método de interfaz directa (ver la figura 4). En este caso, la salida del sensor óptico se conecta directamente al microcontrolador y este procesa la señal y envía los datos a un PC, por lo que solo se requiere un par de Led, un fotodetector y el microcontrolador.

DISEÑO

ECC

Amplificación diferencial: Para el proceso de adquisición se hizo la implementación de tres etapas de amplificación; la primera, de pre-amplificación, que se lleva a cabo mediante un amplificador de instrumentación AD620 (Analog-Devices, 2011), con capacidad de amplificación de 1 a 1.000 V/V, se efectuaron los cálculos pertinentes para obtener una ganancia aproximada de 20 V/V, el valor de la R_G se calcula mediante la ecuación (1).

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G-1} \quad (1)$$

De donde se obtiene el valor de R_G igual a 2,7 k Ω . Luego se diseñó un circuito integrador

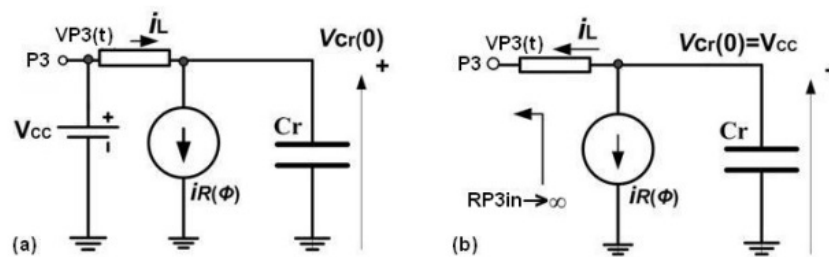


Figura 3. Circuito equivalente del fotodiodo. (a) Proceso de carga. (b) Proceso de descarga.

Fuente: (Ventositos, 2010)



Figura 4. Diagrama de bloques del sistema de oximetría basado en interfaz directa.

Fuente: elaboración propia

de realimentación para el amplificador de instrumentación (figura 5), con una frecuencia de corte $F_c = 1,59 \text{ Hz}$, calculado a partir de la ecuación (2).

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Se escogió un valor de condensador igual a 100 nF (es un valor comercial muy usado y de fácil acceso), con el cual se obtiene un valor de resistencia igual a $R_{IN} = 1 \text{ M}\Omega$.

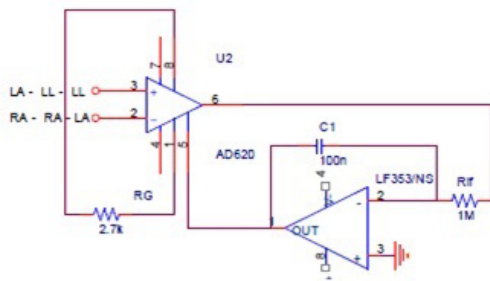


Figura 5. Amplificador de instrumentación y circuito integrador de realimentación.

Fuente: elaboración propia.

Circuito de pierna derecha: Se promedian los ingresos de los tres puntos en donde se adquiere la señal, que son brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda a través de un sumador inversor, la señal resultante es posteriormente amplificada y reinyectadas al paciente a través de la pierna derecha (RL) (figura 6).

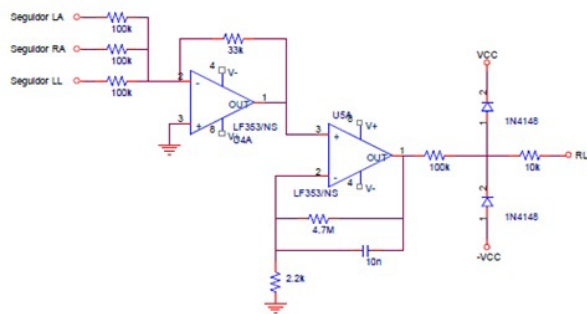


Figura 6. Circuito de pierna derecha.

Fuente: elaboración propia.

- *Filtro pasa-banda:* La frecuencia de cada filtro se calcula de acuerdo con la ecuación (2), cuyas frecuencias de corte se ajustan según los estándares que se aplican en electromedicina. Este filtro se construye a partir de un filtro pasa bajas y un filtro pasa-altas.
- *Filtro pasa-bajas:* se asume un condensador de 10 nF, la resistencia de realimentación de 100 k Ω y la resistencia de entrada del amplificador de 1 k Ω , con lo cual se tiene: $F_{CLPF} = 159,15 \text{ Hz}$ y $G_{LPF} = -100$.
- *Filtro pasa-altas:* con un condensador de 1 μF , una resistencia de entrada y de realimentación de 100 k Ω , se tiene: $F_{CHPF} = 1,59 \text{ Hz}$ y $G_{HPF} = -1$.

Con esto se obtiene el ancho de banda del equipo entre 1,59 Hz y 159 Hz aproximadamente, y la ganancia es de $G_{BPF} = 100$. El circuito resultante se puede observar en la figura 7.

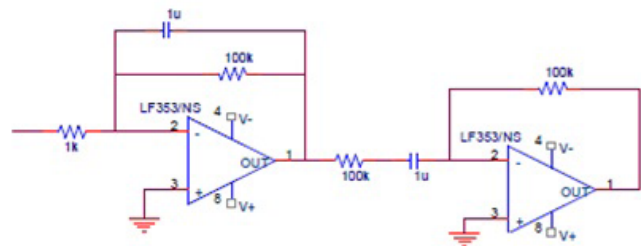


Figura 7. Filtro pasa-banda.

Fuente: elaboración propia.

Filtro Notch: Durante el desarrollo del módulo analógico se encontró en la señal ECG componentes de frecuencia que oscilan alrededor de 60 Hz, provenientes de agentes externos de ruido; este ruido se eliminó pasando la señal por un filtro Notch pasivo. Se utilizaron dos filtros Notch en cascada para obtener un mejor desempeño. Después de los filtros se implementó un amplificador operacional como seguidor para hacer un acople de impedancias con la etapa de acondicionamiento de la señal (figura 8).

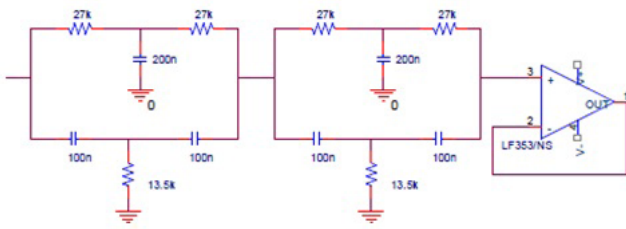


Figura 8. Filtro Notch y amplificador operacional para acoplar impedancias.

Fuente: elaboración propia.

Pulsioxímetro

Sensor óptico: La configuración del sensor se basa en dos Led, de longitudes específicas [660 nm (rojo) y 940 nm (infrarrojo cercano)] y un fotodetector que capta la luz que incide en él, como se muestra en la figura 9. La luz emitida por los Led es reflejada, absorbida y dispersada por la sangre y los tejidos. La luz resultante modulada emergente se mide usando un fotodetector.

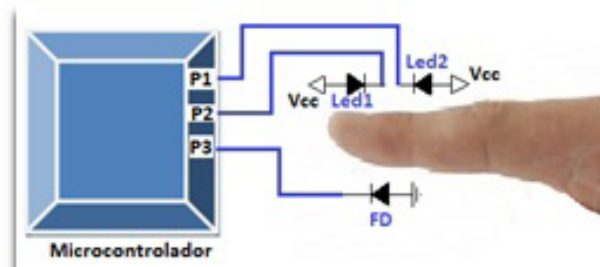


Figura 9. Configuración del sensor haciendo uso de la interfaz directa.

Fuente: (Ventositos, 2010).

Estos fotodiodos detectores no suelen ser espectralmente selectivos y detectan un amplio rango del espectro de luz que va desde los rayos UV hasta el infrarrojo cercano; sin embargo, permite trabajar con un solo fotodetector para las dos longitudes de

onda usadas. El primer paso es encender uno de los dos Led y alimentar el fotodiodo mediante el microcontrolador, para de esta manera modelarlo como el circuito de la figura 3(a). En este momento P3 actúa como salida y se carga el “condensador”. Los pines P1 y P2 (ver la figura 9) se configuran como salidas, uno se hace cero P1 = “0” y el otro se hace uno, P2 = “1”. Luego se debe declarar el pin 3 como salida y ponerlo en uno P3 = “1”. De este modo la capacidad del fotodetector se carga. Para asegurar que la carga es máxima se deben esperar aproximadamente 200 μ s (Ventositos, 2010). Una vez la carga es máxima, se declara P3 como entrada [para modelar el fotodiodo como el circuito de la figura 3(b)] y se inicia el conteo con el temporizador. Debido al estado de alta impedancia de los pines del microcontrolador (HI_Z) (la impedancia es muy grande y tiende a infinito), la capacidad del fotodetector se descarga a través de P3 con mayor o menor velocidad, dependiendo de la fotocorriente inducida en el fotodiodo $i_p(\psi)$, (debido a la luz que atraviesa el dedo procedente del Led encendido), hasta llegar a la tensión umbral V_{THR} . Esta tensión V_{THR} (figura 10), es la tensión a partir de la cual el microcontrolador deja de ver un “1” lógico y pasa a ver un “0” lógico en el puerto en donde se aplica la señal, y viceversa. T_d es el tiempo de decaimiento.

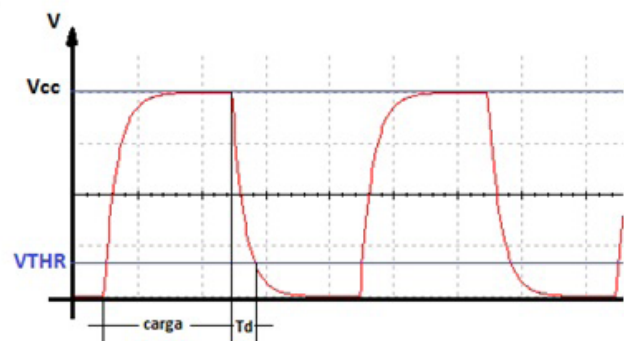


Figura 10. Carga y descarga del “condensador” (modelo simple de fotodiodo).

Fuente: elaboración propia.

El proceso de descarga del fotodiodo, suponiendo que la fotocorriente inducida $i_{R(\varphi)}$ tiene un valor constante, puede expresarse a partir de la ecuación (3).

$$v_{ps} = V_{cc} - \frac{1}{c_T} \int_0^t i_R(\varphi) dt = V_{cc} - \frac{i_R(\varphi)}{c_T} t \quad (3)$$

La ecuación (3) muestra que la descarga disminuye linealmente en el tiempo. También se puede apreciar que cuando la cantidad de luz aumenta, el “condensador” se descarga más rápidamente y, por tanto, es de esperar que el tiempo de decaimiento T_d (tiempo de descarga hasta llegar a un umbral V_{THR}) disminuya, y viceversa (Ventositos, 2010).

Mediante el módulo de temporización del microcontrolador se almacenará en un registro de 16 bits el número de ciclos de máquina que utilizó el fotodiodo para “descargarse”. T_d se calculó mediante la ecuación (4).

$$T_d = N_{conteo} \cdot \frac{1}{P_{ree} \cdot f_{bus\ intermo}} \quad (4)$$

Donde N_{conteo} representa el número entero de los recuentos del contador, P_{ree} es el factor de pre-escalado y $f_{bus\ intermo}$ es la frecuencia de trabajo del bus interno del microcontrolador (8,27 MHz). Una vez se calculó el tiempo T_d mediante el microcontrolador, para evitar que la descarga se prolongue infinitamente se deben apagar el Led y el fotodetector. Una vez ha finalizado este proceso, este se debe repetir de nuevo, íntegramente, con el Led restante para posteriormente empezar todo el proceso con los dos LED de nuevo continuamente. Los valores del tiempo de decaimiento (T_d) para las distintas longitudes de ondas se envían a un PC a través del módulo SCI (Serial Communication Interface) del microcontrolador. El procedimiento descrito anteriormente implementado en el microcontrolador se puede observar en el diagrama de flujo de la figura 11.

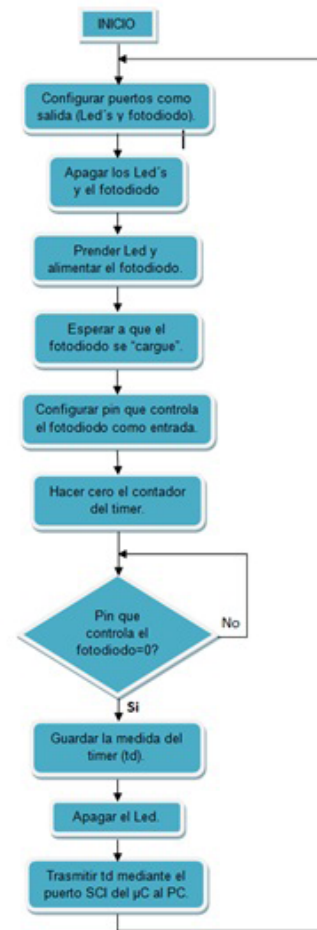


Figura 11. Diagrama de flujo de las tareas que realiza el microcontrolador para el control de los diodos, el fotodiodo y la transmisión de los datos hacia el computador.

Fuente: elaboración propia.

PROCESAMIENTO Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES

EKG

Se amplificó la señal usando un amplificador no inversor con una resistencia de realimentación variable; para esto se escogió un trimmer (ya que es

necesario que esta amplificación sea lineal), con el fin de tener un rango de ganancias variable, ya que la amplitud de las señales electrocardiográficas varía en cada paciente. Posteriormente se adicionó a la señal un nivel DC de 2,5 voltios (la mitad de la ventana del rango de conversión del ADC del microcontrolador) (figura 12), esto debido a que el microcontrolador trabaja únicamente con voltajes positivos de 0 a 5 V. Usando la ecuación de ganancia para un amplificador no inversor: se escoge una resistencia R1 de 5 kΩ, y para Rf se utiliza un trimmer de 20 kΩ, con lo que se tiene un rango de ganancias entre 1 y 5 veces.

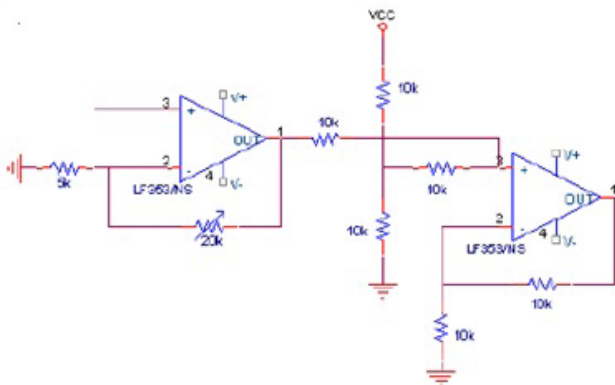


Figura 12. Circuito de acondicionamiento.

Fuente: elaboración propia.

Conversión analógico-digital: Una vez terminado el tratamiento analógico en donde se adquirió y procesó la señal ECG de acuerdo con las normas de la AAMI mencionadas en los requerimientos de diseño, se procede a digitalizar la señal a través del convertidor analógico a digital del microcontrolador; la conversión se realizó a 10 bits. El convertidor analógico-digital (ADC) incluido en este microcontrolador tiene diferentes velocidades de conversión que varían desde 500 kΩ a 2 MHz y el error de conversión es 1/2 LSB. Para esta aplicación se configuró para que trabajara a una velocidad de conversión de 1,8 Mhz.

Pulsioxímetro

Los valores de Td (tiempos hallados por el microcontrolador), son enviados por la interfaz RS-232, y se procesan para mostrarse en el panel gráfico. Inicialmente se separarán los datos que recibe el PC en dos vectores de datos distintos, uno para cada longitud de onda, y a partir de ellos se crean dos señales fotopletimográficas (PPG) distintas. Las señales PPG tienen dos componentes: una componente DC y una componente AC con información sobre la frecuencia cardiaca y relacionada con el volumen de sangre arterial. La amplitud de la componente AC es generalmente de 1 a 2% del valor de la componente DC. Estas dos componentes pueden determinarse y usarse para calcular el Ratio normalizado (ecuación (5)), que posteriormente permitirá calcular la SaO₂.

$$Ratio = R = \frac{Red}{IR} = \frac{\frac{AC_{Red}}{DC_{Red}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (5)$$

Las señales PPG obtenidas se pasan por una serie de filtros digitales para eliminar tanto la componente DC de las señales como posibles interferencias a frecuencias no deseadas; para ello se usa un filtro pasa-banda con frecuencias de corte de 0,4 Hz y 4 Hz (el margen de valores común de la frecuencia cardiaca está entre 60 y 190 pulsaciones por minuto, y por tanto, el rango de frecuencias útil está entre 0,67 Hz y 3,16 Hz (Electromedicina, 2011)). De esta manera se puede trabajar con cualquier frecuencia cardiaca y eliminar las interferencias que la luz ambiental puede provocar en el sistema a 50 Hz ya que este tipo de sistema es muy sensible a ella (Gonzales, Martinez, Fernandez, Garrido, & Rodriguez, 2001).

Calibración de los niveles de SaO₂: Se hace con los valores máximo y mínimo en cada período de las dos señales con el fin de calcular su ratio (R) y así estimar el valor correspondiente de SaO₂ a partir de la curva de calibración de la saturación de oxígeno.

En la figura 13 se muestra la curva de calibración de los resultados de la SaO₂ (%) en función del Ratio (R/IR). Estas gráficas empíricas se obtienen a partir de diversos métodos de calibración y testeo y varían entre ellas, dependiendo del fabricante que las elabore y emplee.

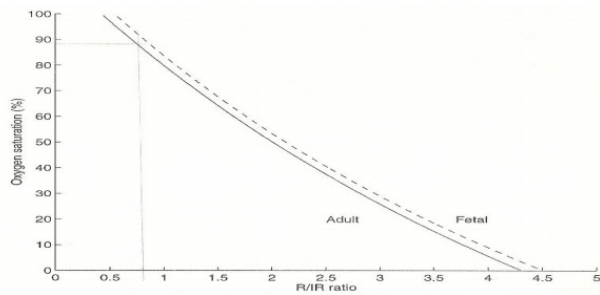


Figura 13. Curva de calibración de la SaO₂ % en función del ratio R/IR.

Fuente: (Ventositos, 2010).

Utilizando una aproximación con un polinomio de segundo orden (obtenido a partir de puntos tomados de la figura 13), se obtuvo la ecuación (6) para el cálculo del porcentaje de saturación del oxígeno. La respectiva grafica de la ecuación (6) se puede observar en la figura 14.

$$SaO_2(\%) = 2,893 \cdot R^2 - 39,358 \cdot R + 116,45 \quad (6)$$

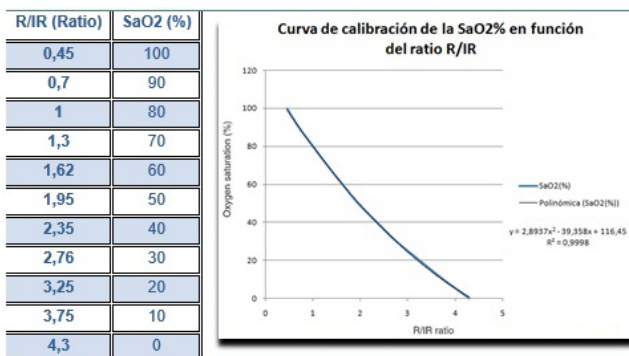


Figura 14. Curva de calibración de la SaO₂ en función del Ratio.

Fuente: elaboración propia.

VISUALIZACIÓN Y TRASMISIÓN INALÁMBRICA DE LA SEÑAL

Para hacer la conversión analógica-digital, la transmisión serial [transmitir inalámbricamente las señales a un computador mediante módulos Zigbee (Figuroa, 2010)] y la configuración de la GLCD (Longtech-Optics, 2012) para visualizar las señales, se usó un microcontrolador de la familia MC68HC908AP16 (FreescaleTM, 2007); este se escogió por su bajo costo, su escalabilidad, además de poseer un ADC de 10 bits de resolución y dos módulos SCI, lo cual es adecuado para suplir a cabalidad los requerimientos de diseño. Las funciones mencionadas anteriormente se describen con mayor detalle en las figuras 15, 16 y 17.

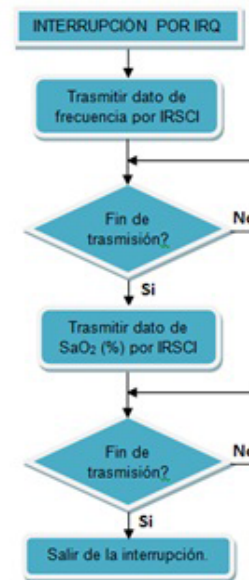


Figura 15. Diagrama de flujo Interrupción por IRQ.

Fuente: elaboración propia.

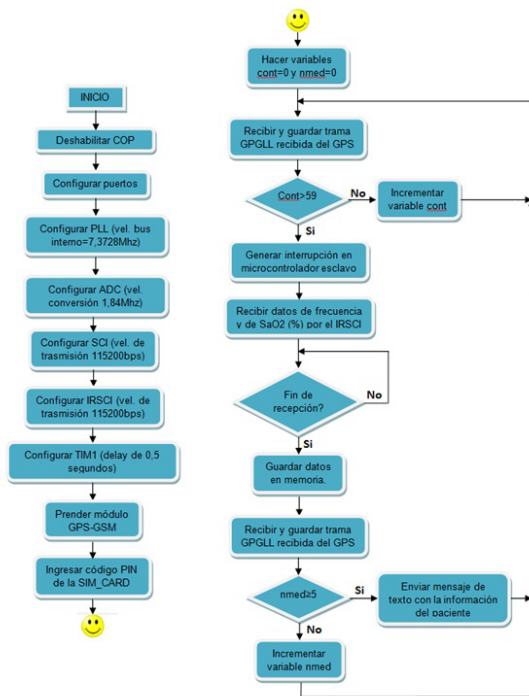


Figura 16. Diagrama de flujo de las funciones que realiza el microcontrolador maestro.

Fuente: elaboración propia.

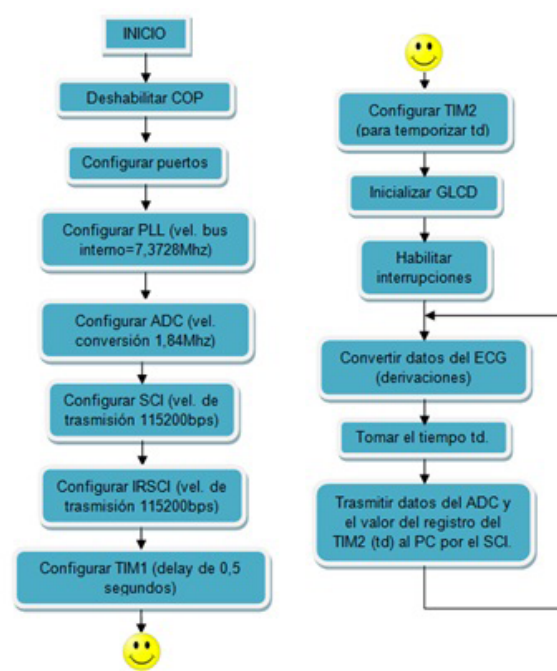


Figura 17. Diagrama de flujo de las funciones que realiza el microcontrolador esclavo.

DESARROLLO DE SOFTWARE

El primer paso por realizar con LabView (National_Instruments, 2012) es la lectura de los datos enviados al PC desde el microcontrolador mediante el puerto serial. Para su correcta lectura se debe adoptar en LabView la misma configuración del puerto serie que se había usado en el microcontrolador para el envío de los datos. Para ello se debe dotar al panel frontal de unos controles desde los que se puede hacer dicha configuración. Una vez configurado el modo de recepción, se empiezan a recibir los datos, de 8 bits en 8 bits, por lo que hay que separar los datos de a 8 bits para formar las señales. Después de haber efectuado la conversión de los datos de ASCII a decimal, se procede a pasar las señales por los filtros necesarios para reconstruirla; luego se hacen los cálculos para hallar las variables que se desea mostrar y finalmente se visualiza toda la información en el panel frontal de

la aplicación; este procedimiento se puede ver en un diagrama de flujo en la figura 18.

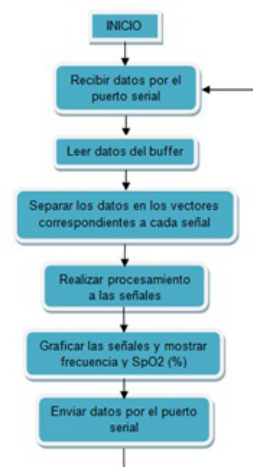


Figura 18. Diagrama de flujo de las funciones que realiza el software diseñado en LabViewTM.

Fuente: elaboración propia.

RESULTADOS SEÑAL ECG

En las figuras 19 y 20 se observa la segunda derivación (D2) o señal electrocardiográfica adquirida de una persona; previamente han pasado por el amplificador de instrumentación, los filtros pasa banda y notch, un acondicionamiento que incluye una amplificación y la suma de un offset para ajustarla a la ventana de conversión del microcontrolador (0-5 V).

En la figura 21 se observa la señal electrocardiográfica en una pantalla que hace parte de la interfaz del programa diseñado en LabView.

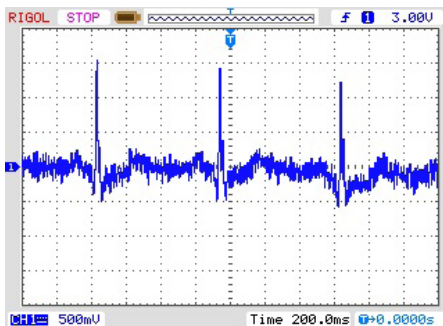


Figura 19. Derivación 2 (DII).

Fuente: elaboración propia.

Señal PPG

En la figura 22 se observa la señal PPG formada con los tiempos adquiridos por el microcontrolador (Td). Posteriormente la señal PPG pura se pasó por un filtro pasa-banda, y se obtuvo la señal PPG requerida para hacerle un posterior análisis (figura 23).

Localización de posición y envío de mensaje SMS: Mediante el uso de un terminal, se monitoreó la comunicación entre el microcontrolador y los módulos GPS y GSM. En la figura 24 se observa la trama de localización del paciente (trama Nmea GPGLL), y posterior envío de un mensaje



Figura 20. Visualización de las señales ECG en la GLCD.

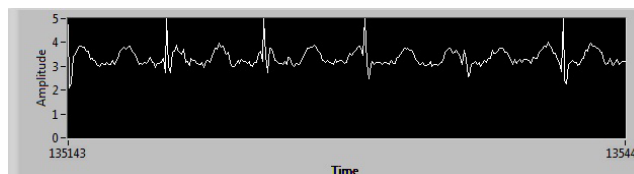


Figura 21. Ventana de interfaz de la aplicación ECG.

Fuente: elaboración propia.

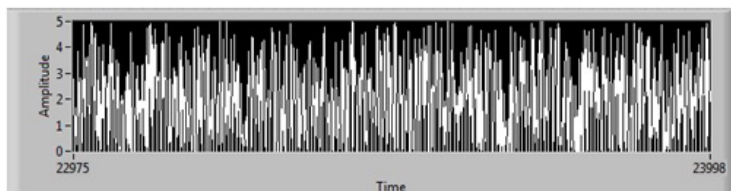


Figura 22. Señal PPG (sin filtros digitales).

Fuente: elaboración propia.

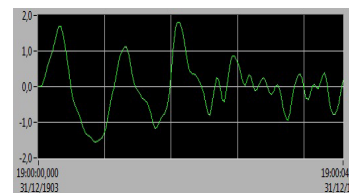


Figura 23. Señal PPG.

de texto con la información de frecuencia y SaO_2 del paciente.

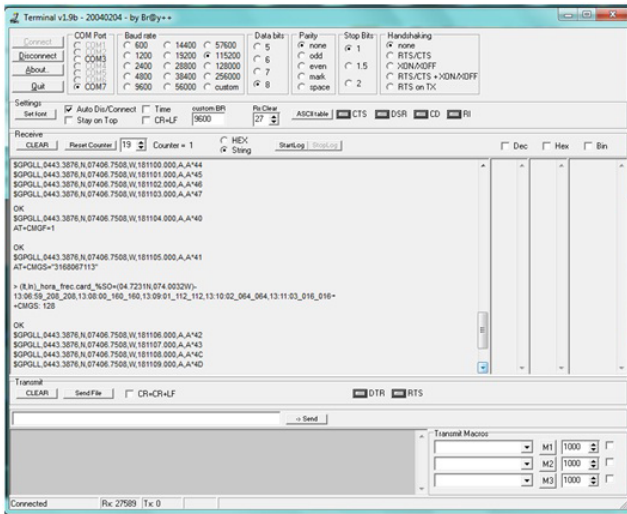


Figura 24. Monitorización de posición y envío de mensaje de texto.

Fuente: elaboración propia.

INTERFAZ DE USUARIO

En la figura 25 se puede observar la interfaz de usuario del sistema de monitorización.

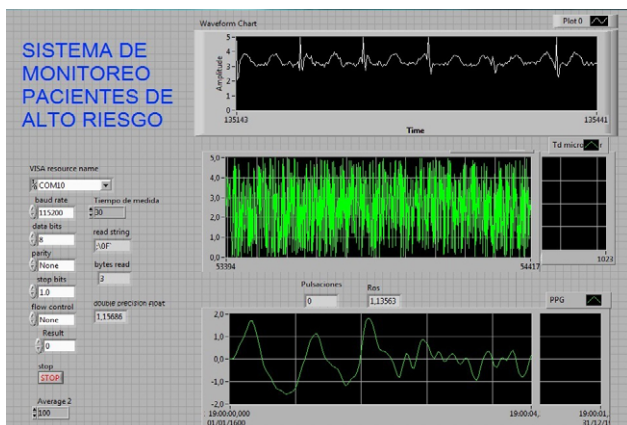


Figura 25. Interfaz gráfica.

Fuente: elaboración propia.

PROTOTIPO FINAL

Se puede observar en la figura 26 el prototipo terminado, con los diferentes sensores, la pantalla GLCD y la antenas de GSM y de GPS.

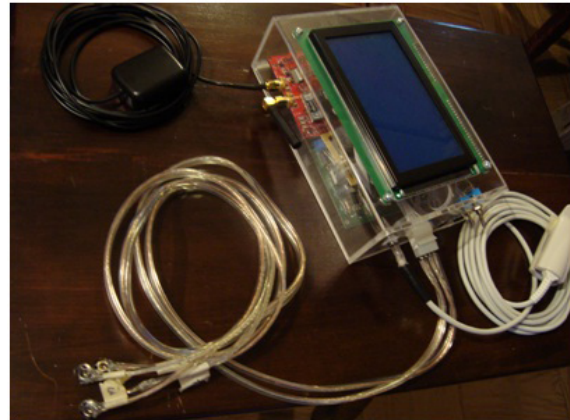


Figura 26. Prototipo final.

Fuente: elaboración propia.

CONCLUSIONES

La posibilidad de transmitir señales ECG y PPG de manera inalámbrica (mediante el protocolo XBee que trabaja a 2,4 GHz) en tiempo real hace que el equipo pueda emplearse para la toma de datos en múltiples estudios; al cumplir con los estándares dados por la AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) y la AHA (American Heart Association), permite usarse para el desarrollo de investigaciones y la posterior validación de resultados. El poder visualizar las señales electrocardiográficas en una GLCD brinda un apoyo diagnóstico a la hora de la captura de señales, así como la posibilidad de realizar una monitorización en cualquier lugar sin necesidad de tener acceso a tomas de corriente ni a un computador. En el diseño del oxímetro de pulso se hizo uso de las prestaciones del microcontrolador, en especial la alta impedancia de entrada de los pines entrada/salida. La técnica de detección propuesta es digital

y se basa en la conversión de voltaje a duración de pulso, eliminando de esta manera la necesidad de ADC de muy alta resolución. Se ha comprobado que la tecnología GSM empleada para la transmisión de la información es idónea para esta clase de dispositivos gracias a su robustez, ya que la velocidad de transmisión es rápida y de fácil comprensión, garantizando la fiabilidad de la información que llega al personal encargado.

TRABAJOS FUTUROS

Aunque los componentes utilizados en el diseño han sido seleccionados para un bajo consumo, los avances de la electrónica hacen que cada día aparezcan componentes con mayores prestaciones. Así pues, una de las líneas futuras del proyecto pasaría por reducir el tamaño y el consumo del dispositivo. Otra de las mejoras por incorporar consiste en la creación de un portal web para visualizar la información del paciente online en tiempo real usando la información transmitida mediante el módem por protocolo GPRS a la nube de internet.

FINANCIAMIENTO

El diseño, construcción y ensamble del prototipo descrito en el presente artículo fueron financiados en su totalidad por los autores.

Referencias

AAMI (junio 2012). *Association for the Advancement of Medical Technology*. Retrieved from: <http://www.aami.org/>

AHA (mayo 2013). *American Heart Association*. Retrieved from: http://www.heart.org/HEARTORG/HealthcareResearch/Healthcare-Research_UCM_001093_SubHomePage.jsp

Amaya, C., y Carrera, D. (2010). *Sistema de monitoreo pasivo para vehículos mediante GPS*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.

Analog-Devices (junio 2011). *Analog Devices*. Retrieved from: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf

blogElectronica.com (marzo 2012). *Blog personal sobre alta tecnología y dispositivos electrónicos avanzados. Especialidad M2M*. Retrieved from: <http://www.blogelectronica.com/el-gps-sistema-de-posicionamiento-global/>

Cabo, J. (2009). *Universidad Politecnica de Cataluña*. Retrieved from: Sistema de adquisición portátil con telemetría Bluetooth para señales Biomédicas: Desarrollo de un equipo médico de monitorización, procesado y almacenamiento de la señal de ECG y de la actividad física mediante registro Holter: <http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/6927/1/Memoria%20Holter.pdf>

Cerny, M., & Mojziesik, J. (2010). *Roedunet International Conference (RoEduNet)*, 414-417.

Cerny, M., & Penhaker, M. (2010). Plethysmography Bluetooth Measurement. *Mechanical and Electronics Engineering (ICMEE), 2nd International Conference on (Volume 1)*, V1-337-V1-339.

Davis, D. (2008). *Interpretación del ECG: Su dominio rápido y exacto*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.

Electromedicina, A. (mayo 2011). *Bioingeniería y Biosensores*. Retrieved from: <http://aplicacioneselectromedicina.wordpress.com/>

Fanelli, A. (2011). Telefetalcare: A first prototype of a wearable fetal electrocardiograph. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*, 6899- 6902.

Figuroa, J. (2010). *Módulos de radiofrecuencia XBee/ XBee-PRO*. Ecuador: ESPE.

Freescale, TM (enero 2007). *Freescale Semiconductors*. Retrieved from: http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/data_sheet/MC68HC908AP64.pdf

González, R., Martínez, J., Fernández, A., Garrido, H., y Rodríguez, J. (2001). *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica. La Habana*. Retrieved from: <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00423.pdf>

- Guyton, A., y Hall, J. (2007). *Tratado de Fisiología Médica*. Barcelona: Elsevier.
- Healthcare, G. (marzo 2012). *GE Healthcare*. Retrieved from: http://www3.gehealthcare.es/es-ES/Productos/Categorias/Patient_Monitoring/Wireless_Networks/ApexPro_Telemetry_System
- Longtech-Optics (enero 2012). *Sigma Electrónica*. Retrieved from: <http://www.sigmaelectronica.net/manuals/LGM240128A.pdf>
- Mena, A. (junio 2009). *Escuela Técnica Superior De Ingeniería (ICAI)*. Retrieved from: Transmisión inalámbrica de datos de oximetría: <http://www.iit.upcomillas.es/pfc/resumenes/4a4664b4dc634.pdf>
- National Instruments (2012). *Aprenda LabView*. Retrieved from: <http://www.ni.com/academic/students/learn-labview/esa/>
- Pincioli, F. (1990). A low-cost and ready to run package to transform a laptop into an advanced electrocardiograph. *Computers in Cardiology. Proceedings*, 629-632.
- Pozo, A., Ribeiro, A., y Sandoval, F. (2000). *Sistema de posicionamiento global (gps): descripción, análisis de errores, aplicaciones y futuro*. España: Mundo Electrónico.
- Redl, S. M. (2002). *An introduction to GSM*. Artech House.
- Reyes Aguirre, E. (2012). Design and Construction of an Electrocardiograph Prototype with Touch Screen Interface and Embedded System with 16-bit resolution. *Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA)*, 202-207.
- Reyes, D. (2007). *Repositorio Digital. Escuela Politécnica del Ejército*. Retrieved from: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/93/1/T-ESPE-014604.pdf>
- Siemens (julio 2011). *Arrow Components*. Retrieved from: http://www.arrowar.com/iweb/files_registro/26czoyOToiY2ludGVyaW9uK3krbGFzK3JlZGVzK2dzbS5wZGYiOw%3D%3D.pdf
- Uspenskiy, V. (2012). Diagnostic system based on the information analysis of Electrocardiograph. *Embedded Computing (MECO)*, 74-75.
- Ventosos, S. (abril 2010). *Universidad Politécnica de Cataluña*. Retrieved from: Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos: <http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/9542/1/memoria.pdf>
- Vidal, C., y Gatica, V. (2010). Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital. *Revista Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia*, 99-107.



