

# Monitor Cardíaco Portátil con Interfaz Bluetooth “CARDIO UEES”

Pablo, Jácome-Ruiz<sup>1</sup>; Cristiam, Baquerizo-Cardenas<sup>2</sup>

## Resumen

En este trabajo se presenta el desarrollo e implementación de un monitor cardíaco capaz de cumplir con características de portabilidad, facilidad de uso y tiempo prolongado de operación. El diseño se divide en dos fases. En la primera, cada etapa del monitor cardíaco se implementa priorizando su consumo individual de energía. En la segunda fase, se integran las etapas para conformar el monitor cardíaco, constituido por una fuente de alimentación, una interfaz con el paciente, un micro controlador, una interfaz inalámbrica y una aplicación que se ejecuta en un teléfono inteligente. Para cumplir con las dos fases de diseño se exponen inicialmente los fundamentos teóricos y el desarrollo actual de la monitorización cardíaca. Posteriormente, para cada etapa se describen los requerimientos funcionales y las variables relevantes para su diseño. También se detallan los procesos de implementación y los procedimientos de prueba y sus resultados. Con esta investigación se pretende contribuir con una alternativa de diseño de un monitor cardíaco, que puede utilizarse por un periodo no menor a 30 días. Los resultados demostraron que el equipo desarrollado permite la monitorización cardíaca remota, facilita la movilidad de pacientes y además elimina la necesidad de continuas recargas de energía.

**Palabras Clave:** interfaz inalámbrica; monitor cardíaco; teléfono inteligente.

## Portable Heart Monitor with a Bluetooth Interface “CARDIO UEES”

## Abstract

This paper describes the development and implementation of a heart monitor capable of meeting portability features, easy to use and a prolonged time of operation. The design is divided into two phases. In the first, each stage of the cardiac monitor is implemented prioritizing their individual energy consumption. In the second phase, the stages are integrated to form the cardiac monitor, consisting of a power supply, an interface with the patient, a micro controller, a wireless interface and an application running on a smartphone. To fulfill the two design phases are initially exposed the theoretical foundations and the current development of cardiac monitoring. Subsequently, for each stage, the functional requirements are described and the relevant variables for the design. Also, implementation processes and test procedures and results are detailed. This research is intended to contribute to an alternative design of a heart monitor, which can be used for not less than 30 days period. The results showed that the equipment developed allows remote cardiac monitoring, facilitates the mobility of patients and also eliminates the need for continuous energy refills.

**Keywords:** heart monitor; wireless interface; smartphone.

**Recibido:** 5 de noviembre de 2015

**Aceptado:** 31 de agosto de 2016

<sup>1</sup> Universidad Espiritu Santo, Ecuador. Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones. [pjacome@uees.edu.ec](mailto:pjacome@uees.edu.ec).

<sup>2</sup> Universidad Espiritu Santo, Ecuador. Ingeniero en Telecomunicaciones. [cbaquerizo@uees.edu.ec](mailto:cbaquerizo@uees.edu.ec).

## I. INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud define a las enfermedades cardiovasculares como un conjunto de trastornos del corazón y de los vasos sanguíneos, clasificándolos dentro del conjunto de enfermedades no transmisibles (OMS, 2016). Este tipo de dolencias representa un serio problema de salud a nivel global ya que, según el reporte de World Health Organization (2014), durante el 2012 se produjeron 17.5 millones de muertes causadas por trastornos del corazón, de los cuales 7.4 millones fueron consecuencia de un infarto de miocardio (isquemia cardíaca). Se estima que desde el 2014 al 2030 mueran por alguna enfermedad cardiovascular cerca de 23.6 millones de personas. Los países pobres son los más afectados por la incidencia de enfermedades cardiovasculares, ya que el 80% de muertes fueron una consecuencia de este tipo de patología (World Health Organization, 2013). Esta realidad no es ajena en el Ecuador, ya que según un estudio desarrollado por el Ministerio de Salud Pública (2012), durante el 2011 se registraron 4381 muertes por trastornos del corazón. Como reacción ante estas cifras, la política de salud en el país ha planteado como prioridad de investigación los temas inherentes a enfermedades cardiovasculares y las nuevas tecnologías que aportan como solución para reducir estas estadísticas. (Ministerio de Salud Pública de la República del Ecuador, 2013)

Con respecto a las nuevas tecnologías que aportan con soluciones para la prevención, detección temprana, diagnóstico y monitorización de enfermedades cardiovasculares, estas se pueden incluir dentro del campo de investigación conocido como U-Health (medicina omnipresente) (Touati & Tabish, 2013). Bajo este concepto se han habilitado redes de monitorización inalámbrica para pacientes en varias instituciones de salud (Banchs & Scher, 2015). Estas redes se conocen como WBAN (Redes de Area Corporal Inalámbrica) y constituyen la siguiente generación de la medicina remota utilizando redes inalámbricas, (Meharouech, Elias, & Mehaoua, 2015). Las aplicaciones de U-Health pueden tener un gran potencial en los sectores de la salud pública y la educación, debido al uso generalizado de teléfonos inteligentes. (Liu, Zhu, Holroyd, & Seng, 2011)

En este contexto, Giovanelli, Milosevic & Farella (2015) manifiestan que el desarrollo de U-Health depende en gran medida del avance en las

comunicaciones inalámbricas y teléfonos inteligentes y lo que ha permitido el uso de Bluetooth como protocolo inalámbrico de corto alcance en aplicaciones de U-Health. El lanzamiento en el 2010 de la versión Bluetooth 4.0, la cual se conoce también como BLE (Bluetooth de Baja Energía) definido en Bluetooth, S. I. G (2010), ha permitido ampliar el rango de uso de este protocolo inalámbrico en las aplicaciones de U-Health. Los teléfonos inteligentes, por lo tanto, pueden en la actualidad usarse como receptor de valores digitalizados de las funciones fisiológicas de pacientes. (Klasnja & Pratt, 2012)

Otro beneficio de los teléfonos inteligentes, y las aplicaciones de U-Health, es que estos pueden permitir la movilidad total para pacientes y médicos en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardiovasculares, sin embargo, su uso estaría limitado por restricciones en la fuente de alimentación de estos dispositivos. De acuerdo a Serhani, Menshawy, & Benharref, (2016), la arquitectura de los monitores cardíacos actuales, que se basan en teléfonos inteligentes, no son los adecuados para aplicaciones en donde se requiera la adquisición de datos por largos periodos de tiempo, debido a las restricciones de almacenamiento, además de la limitación del tiempo de operación de las baterías de los teléfonos inteligentes. Este problema se agrava en aplicaciones con redes inalámbricas, en donde el consumo de energía se incrementa debido a la necesidad de transmitir las señales adquiridas. Las limitaciones físicas del paciente o la falta de instalaciones para realizar una carga regular de las baterías de los monitores cardíacos, son también condiciones restrictivas que dificultan el correcto uso de los monitores cardíacos basados en teléfonos inteligentes.

En este sentido, la problemática existente consiste en la indisponibilidad de un monitor cardíaco que mantenga los requerimientos de movilidad de los pacientes y su facilidad de uso, pero que además, permita su utilización continua durante largos periodos de tiempo sin demandar recargas regulares de energía. El objetivo principal del presente trabajo de investigación es proporcionar una alternativa de diseño de un monitor cardíaco, que posea gran flexibilidad en el tiempo de operación y portabilidad, aprovechando los recursos de un teléfono inteligente para la visualización de las ondas cardíacas. El monitor cardíaco que se desarrolla, pretende también favorecer

su uso en condiciones en donde equipos convencionales vean limitada su aplicación, debido a la necesidad de frecuentes recargas de energía frecuentes.

#### **Desarrollo actual de los monitores cardíacos**

El objetivo de la monitorización cardíaca es evaluar cuantitativamente y de manera constante las funciones fisiológicas del corazón, utilizando electrocardiografía (Hall, 2010). En la actualidad, el desarrollo combinado de varias tecnologías tales como, la tecnología celular, el internet y las comunicaciones inalámbricas, han permitido modificar el proceso de monitorización cardíaca. Es así que por ejemplo, un teléfono inteligente puede representar para los pacientes una herramienta en sus bolsillos, con alta capacidad de almacenamiento y varios puertos de comunicación, que adquiera la señal cardíaca en sus hogares y puede ayudar a los médicos a realizar el análisis remotamente para diagnóstico, e incluso alertar en tiempo real de eventos relacionados con el miocardio. (Kalahasty et al., 2013)

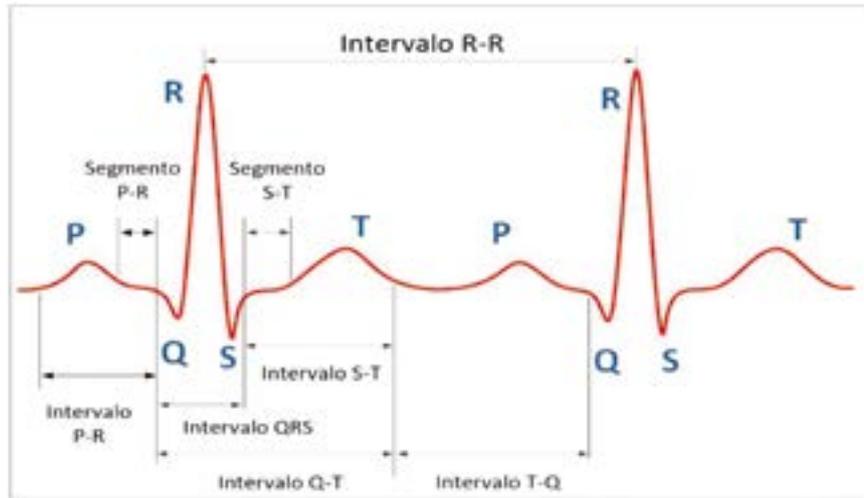
En la actualidad, existen muchos diseños de monitores cardíacos y opciones comerciales disponibles en el mercado, que se han enfocado en la inclusión de computadores personales y teléfonos inteligentes en su desarrollo. En este sentido, por ejemplo, se tiene el caso del trabajo de investigación en Varman (1998), que realiza el diseño e implementación de varios módulos de hardware y utiliza una computadora personal para la visualización de las imágenes de un simulador cardíaco. Por otro lado, Busra & Rahman (2014), proponen la implementación de un sistema computarizado de tele-medicina, que se orienta al uso en poblaciones rurales.

Además, el uso de computadores en el desarrollo de monitores cardíacos ha facilitado el diseño por medio de la implementación con herramientas avanzadas como LabVIEW (instrumentación virtual), para el procesamiento y visualización de la señal cardíaca. Kumar y otros (2014), implementan un monitor en LabVIEW, para la detección automática de problemas cardíacos comparando la tasa de pulso cardíaco con un límite fijo (determinado por los autores). Por otro lado Murugappan, M., Thirumani, Omar, & Murugappan, S., (2014), implementan un circuito analógico con un amplificador diferencial y digitalizan la señal a 12 bits con una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments. Los resultados se pueden visualizar en una PC que ejecuta una aplicación en LabVIEW. Ambos proyectos de investigación permiten

la visualización en una PC y utilizan una interfaz alámbrica para la transmisión de datos. Aunque se pueden aprovechar los recursos de una computadora personal en el desarrollo de monitores cardíacos, no se puede garantizar la movilidad del paciente por las características de peso y necesidades energética de una PC.

Por otra parte, mediante el uso de teléfonos inteligentes en la implementación de monitores cardíacos se puede garantizar características como monitorización remota y movilidad. La aplicación realizada por Yu, Xu, & Li (2012), es un ejemplo de la integración de teléfonos inteligentes como herramienta de visualización en monitores cardíacos. En esta aplicación se implementa un electrocardiógrafo utilizando un circuito integrado personalizado para la parte analógica. Los datos digitalizados se transmiten por Bluetooth a un iPhone para su procesamiento y visualización en pantalla. Por otra parte, el trabajo que se propone en Park & Cho (2013), implementa un monitor cardíaco portátil, pero utiliza un convertidor de Bluetooth 4.0 para Android, ya que este sistema operativo no era compatible con BLE sino desde la segunda mitad del 2013 (Laird Technology, 2013). Estos trabajos de investigación permitieron demostrar la factibilidad de la plataforma de teléfonos inteligentes para el desarrollo de monitores cardíacos, sin embargo, no se presentan opciones en el diseño de la fuente de alimentación que permita garantizar portabilidad de los equipos, para tiempos prolongados de uso del dispositivo.

En el ámbito del diseño de monitores cardíacos, por otra parte, los parámetros que la literatura recomienda digitalizar, tienen que ver con la determinación de los intervalos de la señal cardíaca, de acuerdo a los expresado por Varman (1998), Karpagachelvi, Arthanari y Sivakumar (2010). (Ver Figura 1). Los monitores cardíacos se utilizan para obtener la tasa de pulsos por minuto del corazón, para mostrar en pantalla una de las derivaciones y en algunos casos se incluyen alarmas, facilitando la detección automática de un paro cardíaco, bradicardia y/o taquicardia (Baura, 2011). Los monitores cardíacos no tienen las mismas funcionalidades de un electrocardiógrafo, de acuerdo con Varman (1998), para la monitorización de un paciente no es necesario la utilización de las 12 derivaciones, sino que se pueden obtener buenos resultados únicamente con tres derivaciones.



**Figura 1. Parámetros de interés.**  
Fuente: Karpagachelvi et al (2010)

### **Generalidades del protocolo de comunicación Bluetooth Low Energy (BLE)**

El Bluetooth Low Energy (BLE) o Bluetooth de Baja Energía representa la última versión del protocolo de comunicación de corto alcance Bluetooth. BLE se orienta para aplicaciones que requieren bajo costo, corto alcance, baja tasa de transmisión y sobre todo bajo consumo de potencia (Giovannelli, Milosevic, y Farella, 2015). Según los resultados publicados por Shetty, Prasad, y Nalini (2015), el tiempo de operación de BLE es 220 veces mayor que el Bluetooth clásico.

Por el lado del protocolo de BLE (S. I. G, 2010), las tres capas que lo conforman son el Host, el Controlador y la Aplicación. En una red BLE existe un dispositivo que cumple la función de maestro de la comunicación y uno o varios dispositivos como esclavos. BLE adiciona además el concepto de anunciador para ahorrar energía. Un dispositivo puede anunciar que tiene datos y un receptor recibe dicho anuncio e inicia la comunicación comportándose como maestro. La comunicación puede realizarse mediante notificaciones continuas entre servidor y cliente o mediante una solicitud explícita de lectura. (Gomez, Oller, y Paradells, 2012)

El intercambio de información en BLE, por otro lado, ocurre siempre por medio de eventos de conexión (CE). El intervalo entre dos CE continuos se identifica como intervalo de conexión (CI) y se

caracteriza por reducir al mínimo la cantidad de energía que se consume. El consumo de energía de BLE se calcula mediante un promedio que se cuantifica entre cada CE y CI. Por otra parte la latencia, para aplicaciones médicas, requiere valores cercanos a cero. (Vallejos de Schatz, Medeiros, Schneider y Abatti, 2012)

## **II. DESARROLLO**

### **1. Metodología**

El alcance de la investigación descrita en el presente documento es obtener un circuito base de un monitor cardíaco, capaz de cumplir con características de portabilidad, facilidad de uso y tiempo prolongado de operación. Con este fin se utiliza la metodología de investigación del tipo cuantitativa. En este contexto, primeramente se determinan las etapas que deben conformar un monitor cardíaco, para luego realizar el diseño y su implementación individual (ver Figura 2). Luego, todas las etapas son verificadas cuantitativamente en su funcionamiento y consumo de energía. Por cada etapa se identifican las variables críticas de diseño y se establece su marco referencial (rango de valores que demuestran un funcionamiento correcto). Finalmente se ejecuta la experimentación integral del monitor cardíaco y se recopila datos para la evaluación del rendimiento. El flujo metodológico que se aplica puede verse en detalle en la Figura 3.

Como primera instancia, el diseño del Monitor Cardíaco se divide en etapas (Ver figura 2). Estas etapas se determinaron siguiendo las recomendaciones de diseño de dispositivos de bio-instrumentación que se especifican en Enderle (2006). Las etapas principales son las siguientes:

- Fuente de alimentación

- Interfaz con el paciente
- Microcontrolador
- Interfaz Bluetooth
- Aplicación CARDIO UEES que se ejecuta en un teléfono inteligente

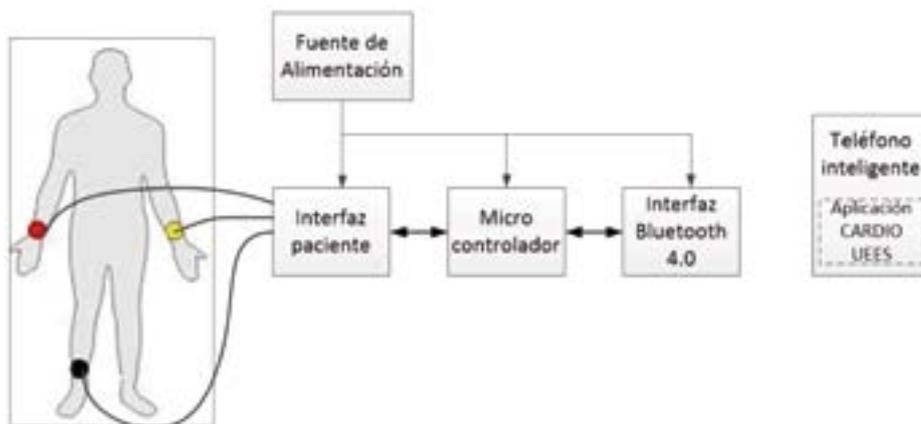


Figura 2. Diagrama de bloques de monitor cardíaco "CARDIO UEES"

Para cada una de las etapas se sigue la metodología de diseño, implementación y prueba que se describe en la Figura 3. En las siguientes

secciones se detallan los puntos relevantes a llevar a cabo, en base al flujo metodológico.

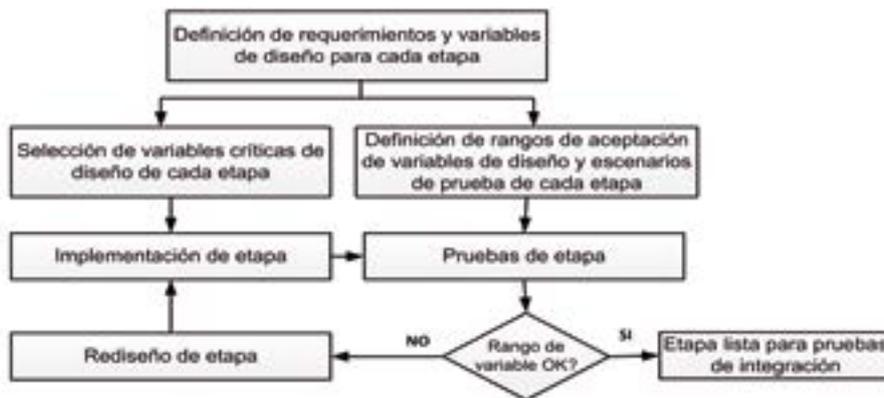


Figura 3. Metodología de diseño, implementación y prueba de cada etapa

## 2. Resultados

La Agencia de Alimentos y Medicamentos (FDA) recomienda seguir las especificaciones del estándar ANSI/AAMI EC13:2002 - Monitores cardíacos, medidores de pulso cardíaco y alarmas, para el diseño, implementación y pruebas de

un monitor (Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002). De aquí, se puede mencionar que los principales aspectos en el diseño del hardware y software de un monitor cardíaco se relacionan con la eliminación de ruido, el acople del equipo al paciente, la implementación

de la plataforma de comunicación, el despliegue de información en pantalla, el formato de reportes, etc. (Webster, 2009). También, el monitor cardíaco debe tener la capacidad de amplificación, amplitud de la señal cardíaca en un vasto rango dinámico, ya que las señales pueden variar entre pacientes y del tipo de patología cardíaca que se pretenda amplificar. El rango de frecuencias de amplificación debe estar entre 0.5 Hz y 500 Hz (Webster, 2009). Tomando como referencia todas estas recomendaciones, en las siguientes secciones se detalla el proceso de diseño, implementación y prueba correspondiente a cada una de las etapas de la Figura 2.

### Definición de requerimientos de la fuente de alimentación

Las principales características que debe cumplir la fuente de alimentación son las siguientes:

- Debe permitir una fácil instalación del monitor cardíaco en cualquier ambiente.
- Debe tener la capacidad de mantener el circuito funcionando por lo menos 30 días. Bajo ciertas circunstancias, puede ser necesario conservar

bajo monitorización al paciente por períodos extendidos de tiempo, con el fin de verificar patologías cardíacas espontáneas tales como las arritmias del corazón. (Huszar, 2002)

- Debe poseer una fuente redundante de respaldo y la transición entre las fuentes deberá ejecutarse de manera transparente al operador y paciente.
- Debe además brindar protección de sobre voltaje a todos los componentes del monitor cardíaco.
- Debe permitir la carga del equipo de manera fácil y segura para el operador y paciente.

Brown (2001), especifica que las variables que definen el diseño de la fuente de alimentación tienen que ver con el perfil de carga, durante la operación del Monitor Cardíaco.

### Implementación de la fuente de alimentación

Con base a los requerimientos de la sección anterior y lo detallado por Dobkin y Hamburger (2014), se puede establecer los siguientes bloques que deben conformar la fuente (Figura 4):

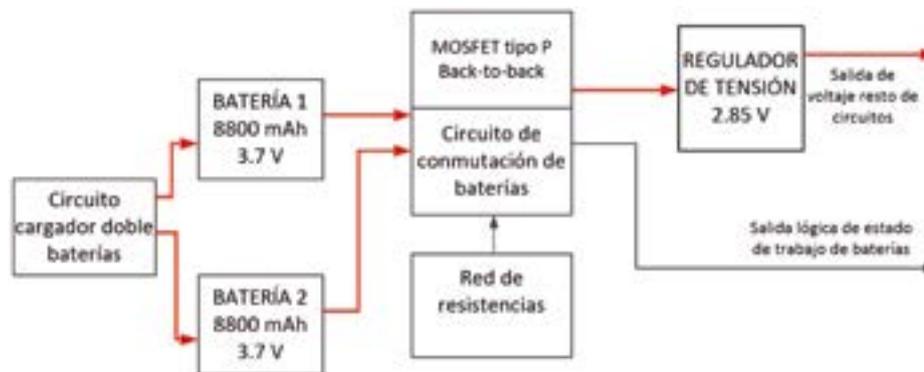


Figura 4. Diagrama de bloques de fuente de alimentación con batería doble

*Circuito cargador doble de baterías:* Se utiliza el circuito integrado LTC4413 de Linear Technology (2004), que contiene dos diodos ideales con capacidad de 2.6 A de corriente y el rango de voltaje de 2.5 a 5.5 V. La caída de tensión en cada diodo no supera los 28mV y posee un habilitador para controlar su operación.

*Batería principal de trabajo y batería de respaldo (Batería 1 y Batería 2):* Se utiliza del tipo ion de litio con un voltaje nominal de 3.7 V y una capacidad de 8800 mAh. Poseen también protección de sobre voltaje (4.35 V) y bajo voltaje (2.8 V). Corriente máxima 3 A.

*Circuito de conmutación de baterías:* esta etapa se basa en el circuito integrado LTC4417 del fabricante Linear Technology (2004), que conmuta una de las dos baterías a una salida común de voltaje. La validez de voltaje para las baterías es una ventana de operación establecida por una red de resistencias. Como prioridad se selecciona la batería principal de trabajo, si ésta sale del rango definido de voltaje por un intervalo de al menos 256 ms, se conmuta automáticamente la batería de respaldo.

*Red de resistencias:* consiste de un divisor de tensión en el circuito integrado LTC4417 y establece la ventana de

validez de voltaje en las baterías. Todas las resistencias son de 1% de tolerancia para mantener los límites dentro del rango de [4.8 V - 3.05 V] e histéresis de 30mV.

*MOSFET tipo P:* El mosfet utilizado es el IRF7324 (International Rectifier, 2004). Tiene una resistencia de encendido de 0.026 ohm y un voltaje límite de compuerta VGSth de -1V. Los MOSFET están en configuración back to back (NXP Semiconductors, 2013), como medida de protección ante corrientes inversas producto de la conmutación de las baterías.

*Regulador de voltaje de 2.85 V:* se utiliza el circuito integrado TPS727285 de Texas Instruments (2013). Tiene una capacidad de 50 mA, caída de tensión (máximo 113 mV) y corriente de reposo (1.6  $\mu$ A).

### Pruebas de la fuente de alimentación

Para las pruebas se cuantifican los siguientes parámetros de la fuente de alimentación:

- Caída de tensión en el LTC4413 en conducción durante la carga de las baterías.
- Límite de sobre voltaje (OV) y bajo voltaje (UV), para ambas baterías
- Tiempo de carga/descarga de las baterías.
- Caída de tensión en los MOSFET tipo P durante la conmutación.
- Regulación de voltaje sin carga y carga máxima (durante la conexión Bluetooth).
- Consumo de corriente durante los periodos de carga y operación.

### Definición de requerimientos de la Interfaz con el paciente

Esta etapa está conformada por los electrodos, convertidores analógico-digitales y amplificadores necesarios para digitalizar y procesar las señales producto de la actividad electro-química del corazón del paciente. Según lo que afirman Becchetti & Neri (2013), las variables técnicas que definen el diseño de la interfaz con el paciente tienen que ver con el número de canales, la resolución en bits de la conversión analógica digital, ganancia de los amplificadores, referencia de voltaje, tasa de muestreo, niveles de rechazo al ruido, tasa de rechazo de modo común e impedancia de entrada.

### Implementación de la interfaz con el paciente

Con base a los requisitos técnicos anteriores y los que se mencionan Baura (2011) y Becchetti & Neri (2013), como interfaz con el paciente, se seleccionó el circuito

integrado ADS1298 del fabricante Texas Instruments (2015). El ADS1298 integra en un solo circuito convertidores analógicos digitales, amplificadores con ganancia programable, referencia de voltaje y un oscilador, de este modo se puede ahorrar espacio para propósitos de portabilidad y reducir los niveles de ruido. Para el monitor cardíaco sólo se requiere el uso de un amplificador y la resolución a utilizarse 8 bits. El ADS1298 posee las siguientes características:

*Relación de rechazo de ruido en modo común de -115 dB.* Supera los límites mínimos que se exigen de -100 dB a 60 Hz para monitores cardíacos. (Becchetti & Neri, 2013)

*Interfaz periférica serial (SPI).* Los datos convertidos por ADS1298 pueden accederse por una interfaz serial de 4 hilos.

*Modo de operación de bajo consumo de corriente de hasta 2.1 mA.* En modo de espera tiene consumo de 2 mW, apropiado para alargar la el tiempo de operación de las baterías.

*Voltaje de alimentación: unipolar [2.7V - 5.25 V], compatible con el regulador de la fuente de alimentación. Resolución de hasta 17 bits con 32 kilo muestras por segundo (kSPS) y 24 bits con 16 kSPS.* Rango válido para tasa de muestreo de monitores cardíacos (Giovannelli y otros, 2015).

El ADS1298 posee una bandera lógica que permite verificar el estado de conexión de los electrodos del monitor cardíaco al paciente. En el momento que se tiene un cambio de estado de la bandera de conexión del ADS1298 a conectado, el microcontrolador cambia a modo de operación normal, caso contrario el microcontrolador deshabilita todos los circuitos del monitor cardíaco e ingresa a estado de espera.

### Pruebas de la interfaz con el paciente

Debido a la alta escala de integración del ADS1298, las pruebas fueron configuradas para verificación de intercambio de datos serial, de bandera de desconexión de electrodos y de consumo de corriente. Para las pruebas se utilizó un simulador cardíaco que permitió emular un paciente y varias patologías cardiovasculares.

### Definición de requerimientos del Microcontrolador

El microcontrolador es el encargado de definir todas las funciones y los estados de operación del Monitor Cardíaco. Éstos representan las condiciones de

funcionamiento del monitor c ante ciertos eventos. Los estados que se tienen son: estado de carga, de operación normal y de espera.

*Estado de carga:* las dos baterías estaban recargándose y no se hizo ningún tipo de adquisición de señal cardíaca ni de transmisión por la interfaz inalámbrica. Debido a que se debe contemplar la carga de las dos baterías que conforman la fuente de alimentación, la carga del monitor cardíaco puede tomar hasta 7 horas.

*Estado de espera:* el microcontrolador verificó cada 10 segundos la conexión del paciente. Una vez detectado se activa la interfaz Bluetooth y se inicia la conversión analógica digital.

*Estado de operación normal:* la transmisión estuvo habilitada y en ejecución la adquisición de la señal cardíaca. Se debe considerar que en este estado hay dos perfiles de consumo de energía, ya que la interfaz Bluetooth cambia periódicamente entre transmisión y espera.

### Implementación del microcontrolador

Se seleccionó como microcontrolador el PIC24FJ256GB108 del fabricante Microchip Technology Inc. (2009), considerando como variables críticas su consumo de corriente y la versatilidad ofrecida en los diferentes estados de funcionamiento. De acuerdo a lo que establece el fabricante, este microcontrolador posee 5 contadores de 16 bits, de los cuales se programan 3 para mantener la temporización de los estados de funcionamiento del monitor cardíaco, descritos en la etapa anterior. Se aprovecha también del puerto serial síncrono (SPI), para la interconexión con la interfaz con el paciente. Se utiliza además un puerto serial, de los cuatro disponibles, para la intercomunicación con la etapa Bluetooth 4.0.

### Pruebas del microcontrolador

Se realizaron pruebas de consumo de energía en el circuito del microcontrolador, en los estados de funcionamiento del monitor cardíaco. Los resultados se muestran en la Tabla 3.

### Definición de requerimientos de la Interfaz Bluetooth 4.0

Las aplicaciones de medicina que utilizan redes inalámbricas para la transmisión de datos deben cumplir con requerimientos como tiempo de operación, latencia y fiabilidad de los datos (Zheng et al, 2014), además

deben proveer también seguridad en la transmisión, brindar facilidades de movilidad, uso y privacidad (Touati y Tabish, 2013). Para la implementación de monitores cardíacos en tiempo real se recomienda valores no menores a 8 kbit/s (Giovannelli, Milosevic y Farella, 2015).

Por otra parte, para determinar los rangos de aceptación del consumo de corriente de esta etapa, se realizaron los cálculos utilizando el modelo que se describe en Giovannelli y otros (2015). En este modelo se define el consumo medio de energía del módulo Bluetooth como una función de dos parámetros: el CI y el número de paquetes por cada CE (PPCE). Este modelo considera que el consumo de corriente en las fases del dispositivo BLE es constante, tal como se muestras en las expresiones (1) y (2).

$$I_{CE\text{medio}} = \frac{I_F \cdot t_F + PPCE \cdot I_P \cdot t_P + (PPCE - 1) \cdot I_{P1} \cdot t_{P1}}{t_{CE}} \quad (1)$$

En donde:

$I_{CE\text{medio}}$ : corriente promedio en cada CE.

$I_F$ : corriente de las fases que no dependen de PPCE.

$t_F$ : intervalo de duración de las fases que no dependen de PPCE.

$I_P$ : corriente de las fases proporcionales a PPCE.

$t_P$ : intervalo de duración de las fases proporcionales a PPCE.

$I_{P1}$ : corriente de las fases proporcionales a PPCE en CE anterior.

$t_{P1}$ : intervalo de duración de las fases proporcionales a PPCE en CE anterior.

$$I_{\text{medio}} = \frac{I_{CE\text{medio}} \cdot t_{CE} + I_{\text{dormido}} \cdot t_{\text{dormido}}}{t_{CI}} \quad (2)$$

En donde:

$I_{\text{medio}}$ : corriente promedio entra cada CI.

$I_{\text{dormido}}$ : corriente en etapa de dormido.

$t_{\text{dormido}}$ : intervalo de etapa de dormido.

### Implementación de la Interfaz Bluetooth 4.0

El módulo Bluetooth seleccionado para este proyecto es el BL600 del fabricante LairdTech. (Laird Technologies, 2015). El cual tiene las siguientes características:

- Posee antena interna.
- Sensibilidad de recepción de -91 dBm

- Consumo en modo dormido de 2.0  $\mu$ A.
- Interfaz serial UART (Receptor-transmisor asincrónico universal)

Esta etapa se comporta como esclavo y cuando tiene listo los datos provenientes de la interfaz con el paciente, el BL600 se comporta como anunciante. La latencia puede llegar hasta 5 ms.

### Pruebas de la interfaz inalámbrica

La evaluación de desempeño de la interfaz inalámbrica se realiza con el fin de determinar los parámetros de funcionamiento (CI y latencia del esclavo), que permitan mantener al mínimo el consumo de energía y la tasa de error de bit (BER), sin necesidad de comprometer la tasa de transmisión. Para esta prueba, se utilizó el teléfono inteligente como maestro y al módulo BL600 como esclavo, con una potencia de transmisión de 4 dBm y separando el esclavo y el maestro por una distancia de 0.5 m. El maestro obtiene los datos del esclavo como un intercambio en una sola vía, en la cual, el esclavo envía una notificación en respuesta a una consulta general emitida por el maestro generándose, de este modo, un evento de comunicación (CE).

### Aplicación CARDIO-UEES

La aplicación CARDIO UEES, que se ejecuta en un teléfono inteligente con sistema operativo iOS 8.0, se desarrolló en Xcode 6.1.1, el cual posee un conjunto de herramientas creadas por Apple, con el propósito de implementar las aplicaciones para sus dispositivos (Costa, 2015). El lenguaje de programación que se usó es Swift, por su capacidad de compilación en tiempo real y por la facilidad de uso de sus librerías. La librería que se utiliza es UIKit framework. Deitel, P. J., Deitel, H. M., y Deitel, A. (2014), indican que esta librería tiene la capacidad de construir la interfaz de usuario, además facilitar la gestión de los eventos que se generan por el usuario y el sistema. Entre las clases importantes que se usó de la librería UIKit framework, se tienen la clase UIView, UILabel, UIControl y UIButton.

La clase UIView define un área rectangular en la pantalla determinando dinámicamente un valor máximo en altura de 360 pixeles. Se toma este valor como referencia y permite establecer

que la adquisición digital esté limitada a 8 bit para representar valores en el rango de 0 a 255. La clase UILabel implementa una vista de texto de sólo lectura. Se utiliza para dibujar una o varias líneas de texto estático. El texto estático corresponde al nombre paciente y características fisiológicas previamente ingresadas por el operador de la aplicación. La clase UIControl proporciona métodos para establecer el título, imagen y otras propiedades de apariencia de los botones disponibles en la aplicación de CARDIO UEES. La clase UIButton implementa un botón en la pantalla táctil. Los métodos para establecer el destino y la acción se heredan de la clase UIControl. En conjunto la aplicación "CARDIO UEES" permitió recibir datos del monitor cardiaco y además ingresar datos de interés del paciente.

Por otra parte, la información que se intercambia entre el microcontrolador y la aplicación está basada en 8 bits. La aplicación solo estará en capacidad de funcionar correctamente si el microcontrolador está en estado de operación normal y ha establecido una comunicación con el BLE. La información digitalizada del ritmo cardiaco se transmite en 8 bits, luego que se recibe como protocolo de partida un carácter de inicio. Para detener el intercambio de información se transmite desde la aplicación al microcontrolador un carácter de parada. Estos eventos (inicio y parada de transmisión) se generaron como respuesta a las acciones por parte del usuario, en el botón PLAY y STOP, disponibles en la pantalla de la aplicación.

### Resultados de las pruebas por etapas

Se presenta a continuación una síntesis de las pruebas que se realizaron, de acuerdo a lo descrito en el apartado de la Metodología, es así como en la Tabla 1 se pueden ver los resultados obtenidos en las pruebas integrales que se ejecutaron en relación a la fuente de alimentación. En la Tabla 2 se desglosa la configuración del circuito integrado ADS1298 y los resultados de la interfaz con el paciente. En ambas tablas se consideran parámetros de consumo de corriente y además cuantificaciones de rendimiento. En la Tabla 3 se presentan los consumos de energía de la tarjeta del microcontrolador en los estados de funcionamiento.

**Tabla 1. Resultados de pruebas de fuente de alimentación**

Parámetro	Valor
Caída de tensión LTC4413	50 mV
Caída de tensión en MOSFET tipo P	93 mV
Límite de sobre voltaje conmutación batería de respaldo 2	4.81 V
Límite de bajo voltaje conmutación batería de respaldo 2	2.88 V
Límite de sobre voltaje red de resistencias	1.02 V
Límite de bajo voltaje red de resistencias	0.99 V
Regulación de voltaje sin carga	2.83 V
Regulación de voltaje con carga (28 mA peak)	2.839 V
Consumo de corriente durante la carga de baterías	0.6 mA
Consumo de corriente de fuente de alimentación	1 mA
Tiempo de carga de baterías (3.0 V - 4.2 V) con cargador 2 A	6.6 horas
Tiempo de descarga de batería principal 4.2 V a 3.1 V (67 mA peak, 25°C)	12 días
Tiempo de descarga de batería respaldo 4.2 V a 3.1 V (67 mA peak, 25°C)	12 días

**Tabla 2. Configuración y resultados de la interfaz con el paciente.**

Configuración	
Frecuencia del reloj	Fclk =2.048Mhz bajo consumo
Frecuencia de muestreo	500 muestras por segundo
Ancho de banda filtro EMI	131 Hz
Referencia de voltaje	2.4V
Modo de conversión	Continuo
Resultados	
Intercambio de datos serial	Palabra de estado OK
Consumo de corriente	3 mA
Ganancia del amplificador	8

**Tabla 3. Resultados prueba de microcontrolador**

Estado de funcionamiento	Consumo	Comentarios
Estado de carga	5mA	El consumo se debe al indicador luminoso activado en este estado, sin embargo, en este estado el consumo de energía no es crítico debido a que el monitor cardiaco está conectado a una fuente de energía diferente a las baterías.
Estado de espera	0.25mA	El microcontrolador está en modo de espera manteniendo habilitado un contador por medio de un crista externo de 32768 Khz. Los demás periféricos del microcontrolador se encuentran deshabilitados. Se activa también una interrupción externa para salir de este estado.
Estado de operación normal	7.5mA/3mA	Se puede reducir este valor promedio disminuyendo el tiempo de ON de los leds que se incluyeron en la tarjeta del microcontrolador

### 3. Discusión de resultados

Se puede observar en la Tabla 1, que el valor de caída de tensión en el LTC4413 es mayor al valor teórico, según Linear Technology (2004), sin embargo, esto no representó un problema de carga de las baterías ni tampoco presentó problemas de sobre calentamiento (máximo 51 °C). Por otra parte, la caída de tensión en los MOSFET tipo P y el regulador de voltaje no comprometieron los límites de voltaje mínimo del resto de componentes y no representaron, por lo tanto, una limitación en la fuente de alimentación.

En las pruebas de conmutación automática de las baterías fue necesaria la implementación de un regulador de voltaje variable, basado en el circuito integrado LM317 (Texas Instruments, 2014). Esta prueba es válida por la baja corriente de consumo del circuito del monitor cardíaco (máximo 28 mA). Según ShenZhen LiYaWang Battery Co Std (2015), la resistencia interna de las baterías utilizadas puede alcanzar valores de hasta 350 mΩ, que en dependencia de la temperatura de operación genera una pérdida interna de hasta 10 mV. Este valor es menor al voltaje de histéresis de 30 mV, configurado en el circuito integrado LTC4417. Esto es muy importante debido a que se evita la reconexión errónea de la batería principal, al momento que se conmuta a la batería secundaria. Al momento de conmutación entre baterías, la batería desconectada recuperó un valor de 10 mV pero no se reconectó a la salida por el valor de histéresis configurado en el circuito integrado LTC4417.

Para las pruebas a la etapa de interfaz con el paciente, se utilizó el kit demostrativo de desempeño del ADS1298, cuyas características se detallan en Texas Instruments (2011). Se modificó el kit demostrativo

para acceder al puerto SPI del ADS1298 y se utilizó un simulador cardíaco para emular al paciente. Se activó únicamente el canal 1 del ADS1298 y la ganancia del amplificador se ajustó hasta observar una mejoría en el nivel de ruido presente en la señal digitalizada. Los resultados demostraron que la configuración realizada, permite mantener niveles bajos de consumo de energía, sin comprometer el rendimiento requerido en cuanto a la tasa de muestreo y resolución del monitor cardíaco.

Para la evaluación del desempeño de la etapa interfaz Bluetooth 4.0 se utilizó el kit de desarrollo BLE600 del fabricante LairdTech (Laird Technologies, 2014). El tiempo entre cada intercomunicación se configuró a 100 ms. El consumo promedio teórico del BLE600 en cada CE es de 10.7mA (utilizando la expresión 1) y el consumo promedio teórico es de 2.1 mA (utilizando la expresión 2). Cada 100 ms transmite 50 muestras de 8 bits convertidas a una cadena de 3 bytes (valores ASCII de 000 a 255). Con estos valores se alcanza un total de 12 kilo bits por segundo. A esta tasa de transmisión el consumo de corriente del módulo BL600 alcanza los 17 mA en su valor máximo. El consumo total del circuito de monitor cardíaco en su valor máximo no sobrepasa los 28 mA. En promedio el monitor consume un valor cercano a los 15 mA. En las pruebas realizadas, las baterías enfrentaron una carga de 67 mA y tuvieron una duración individual de 12 días. El valor resultante como consumo de corriente del circuito es cuatro veces menor al que se utilizó en las pruebas de las baterías, por lo tanto, se puede garantizar una autonomía de operación no menor a 30 días sin necesidad de carga de las baterías. En la Figura 5 se puede ver la onda obtenida y las etapas integradas.

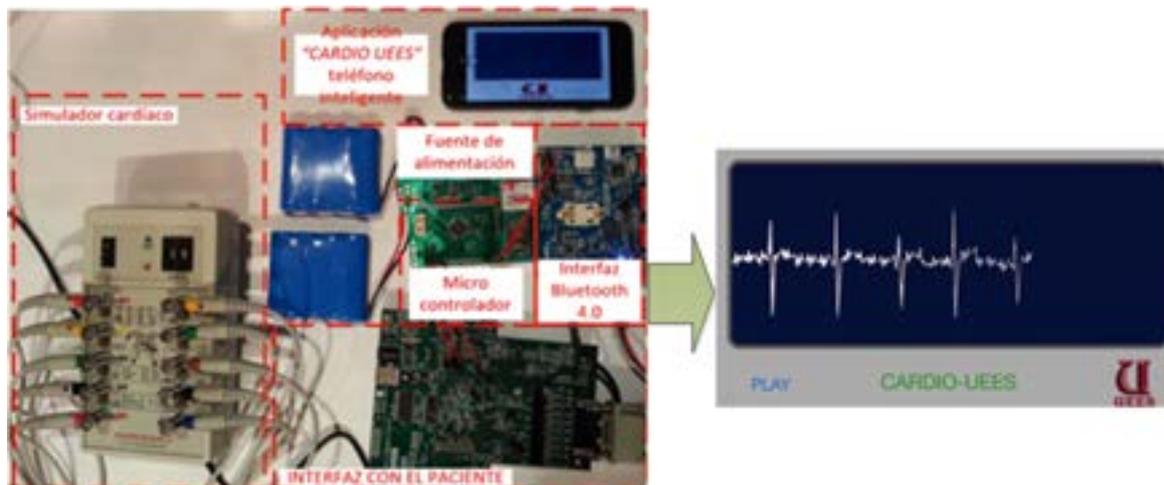


Figura 5. Implementación del monitor cardíaco CARDIO UEES

### III. CONCLUSIONES

En base a los requerimientos de diseño de los monitores cardíacos y a los resultados de pruebas a las que se sometieron las etapas del monitor cardíaco, se desarrolló un equipo que obedece los estándares de implementación y además, habilita su uso sin necesidad de recarga, por un tiempo no menor a 30 días. Se cumplió también con los requerimientos que incluyen portabilidad, fiabilidad y facilidad de uso. El abastecimiento garantizado de energía, durante 30 días, también puede favorecer el uso por parte de pacientes con limitaciones físicas o en ambientes con falta de infraestructura apropiada, para la recarga del monitor cardíaco.

El tiempo de operación de 30 días se puede garantizar, ya que los resultados que se obtuvieron representan una consecuencia de la implementación de rutinas de programación y criterios de diseño, orientados a la optimización en el uso de energía en todas las etapas del monitor cardíaco. La metodología cuantitativa de desarrollo individual por etapa, permitió obtener resultados dentro de los rangos deseados en el consumo de energía.

La integración de dos baterías de ion de litio en el circuito del monitor cardíaco anularon la necesidad de recargas continuas durante 30 días, sin embargo, adicionaron también complejidad al circuito de la fuente de alimentación. Para integrar óptimamente las baterías, es necesaria la inclusión de un circuito de carga de baterías en paralelo, un circuito comparador, un circuito de protección individual y un circuito de conmutación de baterías (principal y secundaria).

Se mejoró la interfaz con el usuario, mediante la implementación de indicadores luminosos en el circuito del monitor cardíaco, sin embargo, la adición de indicadores luminosos incrementaron el consumo de energía total del circuito. Para reducir este problema fue necesaria la programación de un temporizador adicional en el microcontrolador, para reducir el tiempo promedio de encendido de los indicadores. Para el estado de recarga del monitor cardíaco no se consideró al consumo de energía como un parámetro crítico, ya que en este estado, el monitor está conectado a una fuente de alimentación confiable.

La inclusión de dos baterías de 8800 mAh, como fuentes principales de alimentación del circuito, permitió incrementar el tiempo de operación continuo del monitor cardíaco a 30 días, sin embargo, el peso aumentó en 450 gramos. El peso puede representar un

inconveniente en términos de portabilidad, no obstante, en futuros trabajos de investigación se pueden utilizar diferentes celdas de baterías de ion litio, así como también diferentes compuestos, con el fin de reducir el peso y modificar la forma de las baterías. De este modo se puede apartar la forma de los monitores, en dependencia de las necesidades de portabilidad de los médicos y pacientes.

Como trabajo futuro se puede aprovechar las señales digitalizadas por el monitor cardíaco y almacenarlas en una plataforma informática, de tal manera que estas puedan ser visualizadas por estudiantes de medicina y utilizadas como herramientas didácticas por profesores, en cualquier momento y sitio.

### IV. REFERENCIAS

- Association for the Advancement of Medical Instrumentation. (2002). Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms. ANSI/AAM EC13:2002. Recuperado de <http://www.aami.org/>.
- Banchs, J. E., y Scher, D. L. (2015). Emerging Role of Digital Technology and Remote Monitoring in the Care of Cardiac Patients. *Medical Clinics of North America*, 99(4), 877-896.
- Baura, G. (2011). Medical Device Technologies: A Systems Based Overview Using Engineering Standards. Academic Press.
- Becchetti, C., y Neri, A. (2013). *Medical instrument design and development: from requirements to market placements*. John Wiley & Sons.
- Bluetooth, S. I. G (2010). Specification of the Bluetooth System v4.0. Recuperado de <https://www.bluetooth.org>.
- Brown, M. (2001). *Power supply cookbook*. Newnes.
- Busra, U. S., y Rahman, M. Z. (2014, March). Mobile phone based telemedicine service for rural Bangladesh: ECG. In Computer and Information Technology (ICCIT), 2013 16th International Conference on (pp. 203-208). IEEE. Conference held in Khulna.
- Costa, C. (2015). *Swift Cookbook - 50 Recipes to Help You Harness Swift*. Packt Publishing
- Deitel, P. J., Deitel, H. M., y Deitel, A. (2014). *IOS 8 for Programmers: An App-driven Approach with Swift (Vol. 1)*. Pearson Education.
- Dobkin, B., y Hamburger, J. (2014). *Analog Circuit Design Volume Three: Design Note Collection (Vol. 3)*. Newnes.
- Enderle, J. D. (2006). Bioinstrumentation. Synthesis

- Lectures on Biomedical Engineering, 1(1), 1-220.
- Giovanelli, D., Milosevic, B., y Farella, E. (2015, June). Bluetooth Low Energy for data streaming: Application-level analysis and recommendation. In *Advances in Sensors and Interfaces (IWASI), 2015 6th IEEE International Workshop on* (pp. 216-221). IEEE. doi:10.1109/IWASI.2015.7184945.
- Gómez, C., Oller, J., y Paradells, J. (2012). Overview and evaluation of bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology. *Sensors*, 12(9), 11734-11753.
- Hall, J. E. (2010). *Guyton y Hall physiology review*. Elsevier Health Sciences.
- Huszar, R. J. (2002). Arritmias Guía práctica para la interpretación y el tratamiento. *Arritmias Guía práctica para la interpretación y el tratamiento-84-8174-652-5-68*, 97.
- International Rectifier (2004). IRF7324 HEXFET Power Mosfet (PD-95460). Recuperado de <http://www.irf.com>.
- Kalahasty, G., Alimohammad, R., Mahajan, R., Morjaria, S., Ellenbogen, K. (2013). A Brief History of Remote *Cardiac Monitoring*. *Cardiac Electrophysiology Clinics*, 5(3), 275-282.
- Karpagachelvi, S., Arthanari, M., y Sivakumar, M. (2010). ECG feature extraction techniques-a survey approach. arXiv preprint arXiv:1005.0957.
- Klasanja, P., y Pratt, W. (2012). Healthcare in the pocket: mapping the space of mobile-phone health interventions. *Journal of biomedical informatics*, 45(1), 184-198.
- Kumar, M., Umesh, K., Pandiaraja, G., Thomas, S., y Venkatesh, M. (2014). A Research Work on Identification of Cardiac Disorders using LabVIEW.
- Laird Technologies. (2014). Bluetooth Low Energy (BLE) Development Kit User Manual (Version 1.0). Recuperado de [www.lairdtech.com/bluetooth](http://www.lairdtech.com/bluetooth).
- Laird Technologies. (2015). Single Mode Bluetooth Low Energy (BLE) Module Part # BL600-SA, BL600-SC, BL600-ST, BL620-SA, BL620-SC, BL620-ST HARDWARE INTEGRATION GUIDE (Version 2.4). Recuperado de [www.lairdtech.com/bluetooth](http://www.lairdtech.com/bluetooth)
- Laird Technology (2013). Laird Technologies releases android support for 40 series radio modules. Recuperado de <http://www.lairdtech.com/news/>
- Linear Technology. (2004). LTC4413 Dual 2.6A, 2.5V to 5.5V, Ideal Diodes in 3mmx3mm DFN (Rev. LT 0909 REV C). Recuperado de <http://www.linear.com>.
- Linear Technology. (2012). LTC4417 Prioritized PowerPath Controller (LT 1112). Recuperado de <http://www.linear.com>.
- Liu, C., Zhu, Q., Holroyd, K. A., & Seng, E. K. (2011). Status and trends of mobile-health applications for iOS devices: A developer's perspective. *Journal of Systems and Software*, 84(11), 2022-2033. Conference held in Kyoto.
- Meharouech, A., Elias, J., & Mehaoua, A. (2015, May). Future body-to-body networks for ubiquitous healthcare: a survey, taxonomy and challenges. In *Future Information and Communication Technologies for Ubiquitous HealthCare (UbiHealthTech), 2015 2nd International Symposium on* (pp. 1-6). IEEE. Symposium held in Beijing.
- Microchip Technology Inc. (2009). PIC24FJ256GB110 Family Data Sheet 64/80/100-Pin, 16-Bit Flash Microcontrollers with USB On-The-Go (OTG) (DS39897C). Recuperado de <http://www.microchip.com>.
- Ministerio de Salud Pública de la República del Ecuador. (2012). Indicadores Básicos. Recuperado de <http://www.salud.gob.ec/>
- Ministerio de Salud Pública de la República del Ecuador. (2013). Prioridades de investigación en Salud. Recuperado de <http://www.salud.gob.ec/>
- Ministerio de Salud Pública de la República del Ecuador. (2016). Causas de mortalidad en el Ecuador. Recuperado de <http://www.salud.gob.ec/>
- Murugappan, M., Thirumani, R., Omar, M. I., & Murugappan, S. (2014, March). Development of cost effective ECG data acquisition system for clinical applications using LabVIEW. In *Signal Processing and its Applications (CSPA), 2014 IEEE 10th International Colloquium on* (pp. 100-105). IEEE. Conference held in Kuala Lumpur.
- Park, Y. J., y Cho, H. S. (2013, October). Transmission of ECG data with the patch-type ECG sensor system using Bluetooth Low Energy. In *ICT Convergence (ICTC), 2013 International Conference on* (pp. 289-294). IEEE. Conference held in Jeju.
- Sherhani M. A., Menshawy, M. E., y Benharref, A. (2016, Jan). SME2EM: Smart mobile end-to-end

- monitoring architecture for life-long diseases. *Comput Biol Med*, 1(68), 137-154. doi: 10.1016.
- Shen Zhen Li Ya Wang Battery Co Std (2015). 18650-4s1p battery pack Data Sheet.
- Shetty, N. R., Prasad, N. H., & Nalini, N. (2015). Emerging Research in Computing, Information, Communication and Applications.
- Texas Instruments (2013). Ultralow IQ, 50mA LDO Linear Regulators with Power Good Output in SC70 Package (SLVS332I). Recuperado de <http://www.ti.com>.
- Texas Instruments (2015). ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (SBAS459K). Recuperado de <http://www.ti.com>.
- Texas Instruments. (2011). ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit User's Guide (SBAU171A). Recuperado de <http://www.ti.com>.
- Texas Instruments. (2014). LM117/LM317A/LM217-N Three-Terminal Adjustable Regulator (SNVS7740). Recuperado de <http://www.ti.com>.
- Touati, F., y Tabish, R. (2013). U-healthcare system: State-of-the-art review and challenges. *Journal of medical systems*, 37(3), 1-20.
- Vallejos de Schatz, C. H., Medeiros, H. P., Schneider, F. K., y Abatti, P. J. (2012). Wireless medical sensor networks: Design requirements and enabling technologies. *Telemedicine and e-Health*, 18(5), 394-399.
- Varman, M. (1998, June). Computer based biomedical equipment design: An EKG recorder, monitor and simulator. In *Computer-Based Medical Systems, 1998. Proceedings. 11th IEEE Symposium on* (pp. 222-227). IEEE. Conference held in Lubbock, TX.
- Webster, J. (2009). *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons.
- World Health Organization. (2013). Global action plan for the prevention and control of noncommunicable diseases 2013-2020. Recuperado de <http://www.who.int/en/>
- World Health Organization. (2014). Global status report on noncommunicable diseases 2010. Recuperado de <http://www.who.int/en/>
- Yu, B., Xu, L., & Li, Y. (2012, June). Bluetooth Low Energy (BLE) based mobile electrocardiogram monitoring system. In *Information and Automation (ICIA), 2012 International Conference on* (pp. 763-767). IEEE. Conference held in Shenyang.
- Zheng, Y. L., Ding, X. R., Poon, C. C. Y., Lo, B. P. L., Zhang, H., Zhou, X. L., y Zhang, Y. T. (2014). Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 61(5), 1538-1554