

# Desarrollo de un prototipo para telecardiología como instrumento de ayuda al diagnóstico para su aplicación en zonas rurales

PROTOTYPE DEVELOPMENT FOR TELECARDIOLOGY AS A DIAGNOSTIC HELP TOOL FOR RURAL AREA

Carlos Andrés Aguilar Caro<sup>1</sup>  
carlos.aguilar03@usc.edu.co

Juan Fajardo Barrero<sup>2</sup>  
jfajardo@unillanos.edu.co

Andrea Pérez Vidal<sup>3</sup>  
andrea.perez00@usc.edu.co

Iván Darío Duarte<sup>4</sup>  
ivan.duarte.brito@unillanos.com

<sup>1</sup>Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Maestría en Ingeniería Informática

<sup>2</sup>Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Maestría en Ingeniería Informática

<sup>3</sup>Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería

<sup>4</sup>Universidad de los Llanos, Facultad de Ciencias Básicas e Ingeniería

## Resumen

A medida que las necesidades en los cuidados en salud se extienden a lo largo y ancho de diferentes zonas alejadas, las tecnologías de la información y la comunicación representan una alternativa a la atención en salud presencial, permitiendo a la telemedicina convertirse en una iniciativa clave para el cuidado de la salud con asistencia remota. La telecardiología (conjugación de cardiología y telemedicina) ha probado ser una aplicación activa y en constante desarrollo, proporcionando servicios en diagnóstico y monitoreo de pacientes con condiciones de salud especiales. Los elementos esenciales en el diseño de telecardiología incluyen componentes de adquisición, procesamiento y visualización, los cuales tienen como objetivo principal obtener la señal electrocardiográfica (ECG) directamente desde el paciente para su análisis. Este artículo de investigación describe el diseño de un prototipo móvil para telecardiología como elemento de una plataforma para telemedicina, tomando como objetivo su posible aplicación en zonas rurales del departamento del Meta. Los resultados presentan los datos obtenidos por el dispositivo diseñado y la plataforma de telecardiología. La señal característica es adquirida, procesada y transmitida a un servidor central en internet donde es almacenada y utilizada para realizar análisis, mostrando el patrón de señal esperado y usando pequeños anchos de banda por señal para su transmisión, inferiores a 30 kbps por cada derivación. Con este dispositivo y sus componentes se podrá contar con una herramienta para la evaluación diagnóstica de pacientes ubicados en zonas apartadas y de difícil acceso, tomando como objeto de estudio los municipios existentes en el departamento del Meta; su uso podrá posteriormente extenderse a diversas regiones del país con dificultades de acceso tanto para médicos especialistas como para equipos apropiados para diagnóstico.

*Palabras Clave:* Telecardiología, ECG, telemedicina, señales biomédicas, enfermedad cardiovascular.

## Abstract

As the health care industry needs extends across the length and breadth of different far zones, Information and communication technologies represents an alternative to on-side health care, allowing telemedicine to become key factor for health care using remote assistance. Telecardiology (join of telemedicine and cardiology) has been proved to be active and constant developed application, providing diagnostic services and monitoring patients with special health conditions. The main elements on the telecardiology include acquisition, processing and visualization components, whose has as a main goal to obtain the electrocardiographic signal directly from the patient for analysis. This research paper describes a telecardiology mobile prototype design as component of a telemedicine platform, taking as objective the potential application in rural areas of Meta department. Results present the data obtained by the designed mobile prototype and the telecardiology platform proposed. The signal is acquired, processed and transmitted to a central server, where is stored and used for analysis, showing the expected pattern and using small bandwidths to its transmission, less than 30 kbps per lead. By using this device and the associated components, it will be possible to count on a diagnostic tool for patients located in remote areas in Meta; Its use can be extend later on to other regions in the country where access is limited not only for doctors but also proper medical equipment.

*Keywords:* Telecardiology, ECG, Telemedicine, Biomedical Signals.

## 1. INTRODUCCIÓN

La Telemedicina es la aplicación de tecnologías de telecomunicaciones a la realización de diagnóstico, monitoreo y otras actividades terapéuticas relacionadas con diversas especialidades médicas (Birati & Roth, 2011). Es en esencia el resultado de la unión efectiva entre las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones – TIC y la medicina; a su vez, la Telemedicina cuenta con la Telecardiología como uno de los campos de más rápido crecimiento en los últimos años, permitiendo realizar la valoración inicial del sistema cardiovascular de manera remota (Raikhelkar, 2015).

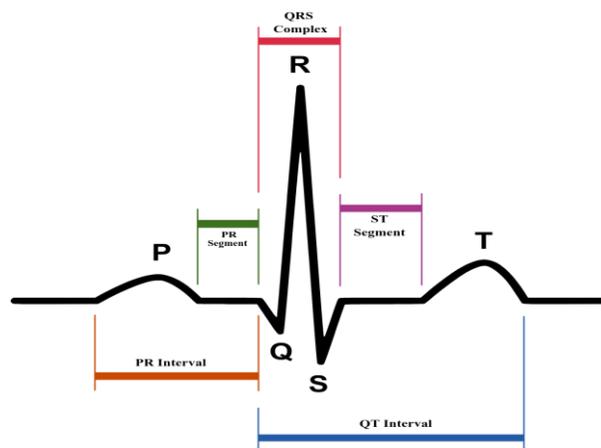
Los electrocardiogramas (ECG) son el registro gráfico del movimiento del corazón, este es un mecanismo para la identificación y descubrimiento de efectos colaterales asociados a diferentes tipos de enfermedades de origen cardiovascular (Lahari & Thomas, 2016). Resulta ser una de las más importantes pruebas para el diagnóstico de enfermedades del corazón, y es una herramienta útil en el diagnóstico y manejo de enfermedades del corazón y arritmias cardíacas., su disponibilidad en un primer diagnóstico puede facilitar la remisión del paciente a un nivel mayor de valoración. Es ampliamente utilizada en el monitoreo de las condiciones de los pacientes (Yang & Chai, 2012), la transmisión de las señales ECG a una ubicación remota en donde un profesional especializado pueda realizar una valoración apropiada es lo que se denomina telecardiología.

La actividad eléctrica de los músculos del corazón se ve reflejada en las formas de polarización y re-polarización de las fibras musculares, en la contracción de los músculos, los cuales a su vez son los responsables de la función vital de bombear la sangre a todo el cuerpo, manteniendo vivo al sujeto. El campo eléctrico generado debido a la separación de la carga a lo largo de las fibras musculares es propagado por el compuesto acuoso dieléctrico y medio conductor del cuerpo humano que se encuentra disponible en la superficie en forma de señales de voltaje variantes. El resultado de la medición entre al menos un par de puntos seleccionados de dicha señal, su amplificación y presentación de manera gráfica, se conoce como un ECG (Rabbani, Abir & Bodiuzzaman, 2011).

La telecardiología provee una solución económica para pruebas ECG en la atención médica primaria (Backman, Bendel & Rakhit, 2010).

Una señal ECG representa la actividad eléctrica del corazón, las tres ondas mayores que caracterizan dicha señal son denominadas onda P, complejo QRS y onda T. Una contracción auricular resulta en una onda P y una contracción ventricular se refleja en un complejo QRS. La onda T por su parte, refleja una relajación ventricular, un patrón característico de una señal típica ECG se presenta en la figura 1, identificando gráficamente los componentes de dicha señal. Los cardiólogos hacen uso de diferentes patrones de estas ondas características para valorar las condiciones del funcionamiento del corazón del individuo (Sufi, Khalil, & Mahmood, 2011).

*Fuente: Sufi et al, 2011*



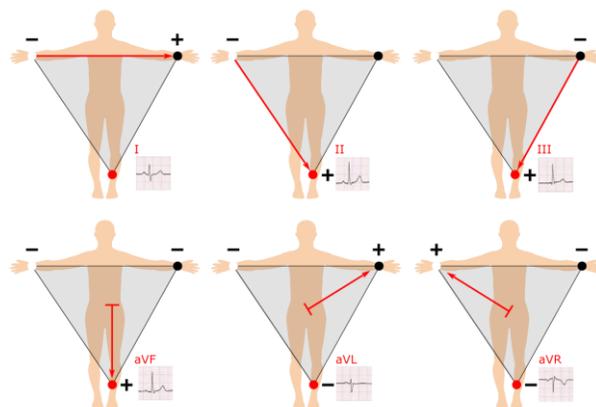
**Figura 1. Señal ECG**

Existen varios antecedentes en los que se implementan prototipos de bajo costo de sistemas ECG, en los diseños comunes, se emplean electrodos para adquirir la señal ECG, la cual posteriormente es amplificada, filtrada y aislada, con el fin de evitar que las corrientes eléctricas amplificadas puedan regresar al paciente (Rabbani et al, 2011). En general los diseños de dispositivos de adquisición ECG suponen el uso de un computador personal para concentrar y analizar la señal recolectada. De acuerdo con Lahari & Thomas (2016) se plantean otros diseños que introducen el uso de “Smart Devices” como teléfonos celulares que incorporan dispositivos de comunicación como Bluetooth, WiFi y que pueden adquirir la señal de manera inalámbrica para su posterior análisis.

Gracias a la actual diversificación y sofisticación de las tecnologías de la telecomunicación se ha posibilitado el monitoreo de ECG, pero adicionalmente existe la posibilidad de recopilar otros datos como: niveles de insulina, variables cardiacas, sistemas de diálisis y variables fisiológicas, entre otros, que permiten al personal especializado realizar tareas de monitoreo y diagnóstico cada vez más avanzadas (Ruiz, Zuluaga y Trujillo, 2007).

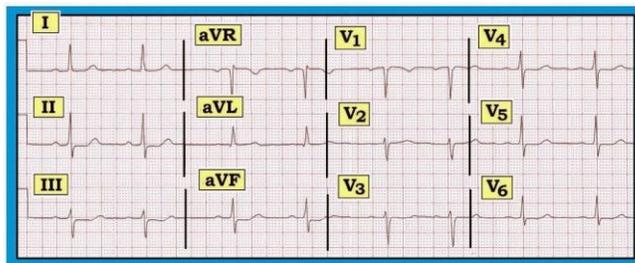
El estado de arte presenta diferentes diseños respecto al mecanismo de captura y monitoreo ECG, en los cuales la información obtenida se optimiza de manera adecuada de acuerdo con la aplicación técnica del conjunto de derivaciones encargadas de la captura de la señal. Existen 12 derivaciones convencionales, 6 en el plano frontal (I, II, III, avR, avL y avF) y 6 en el plano horizontal. en el caso de los sistemas de monitoreo ECG, se pueden agrupar los sistemas en 4 categorías (Dash, 2012): i) Sistemas de tres electrodos, ii) Sistema de tres electrodos modificado, iii) Sistemas de cinco electrodos y iv) derivaciones epicardiales invasivas. El sistema de tres electrodos modificado ofrece una ventaja al maximizar las ondas P para monitorear las arritmias e incrementar la sensibilidad para la identificación de anomalías presentes durante el análisis (Dash, 2012).

La figura 2 presenta las posibles localizaciones de los tres electrodos en el sistema de tres electrodos modificado y representa una alternativa inicial de diseño en sistemas de monitoreo ECG que puedan permitir un análisis adecuado y un diagnóstico prematuro (Kluwer, 2011).



**Figura 2.** Ubicación de los electrodos para el sistema de tres electrodos modificados  
Fuente: Kluwer, 2011

En la práctica el proceso de interpretación de las señales ECG consiste en la identificación adecuada de patrones que permitan ubicar cualquier ritmo cardíaco anómalo, que pueda representar un síntoma de alguna enfermedad asociada (Hampton, 2013), la figura 3 muestra las señales típicas que se deben observar en cada una de las derivaciones adquiridas en una señal ECG.



**Figura 3.** Señales típicas ECG 12 Derivaciones

Fuente: Hampton, 2013.

Actualmente existen en el mercado diferentes equipos que permiten realizar monitoreo ECG de manera portátil, cuyas especificaciones técnicas se sintetizan en la Tabla 1. Se observa que estos dispositivos mantienen características en común como es el monitoreo con una derivación, fuente de alimentación mediante baterías y el almacenamiento de la señal para posterior análisis.

**Tabla 1.** Comparativo de equipos comerciales para monitoreo ECG.

Marca / Referencia	Descripción	Modo de adquisición	Otras características	Costo aproximado (Dólares americanos)	Referencia
KardiaMobile	Dispositivo para monitoreo de señal ECG, la visualización de la señal es presentada y almacenada en smartphones mediante transmisión por Bluetooth	Sensor para Dedos	Requiere dispositivo Celular SmartPhone	US\$ 99	Nice, 2015
Monitor Healforce ECG Prince 180B	Dispositivo compacto que permite grabar ondas ECG y frecuencia cardíaca, cuenta con pantalla LCD	3 Electrodo	Baterías AAA, función de análisis integrada que puede reportar 17 tipos de resultados sugestivos.	US\$ 250	Healforce, 2019
Emay Handheld ECG/EKG Monitor	Dispositivo con pantalla LCD que permite monitorear actividad cardíaca, soporte tres derivaciones no simultaneas, almacena los datos para su posterior transmisión a PC por puerto USB.	Electrodos integrados	Batería de litio, captura de señal en los dedos de la mano, pantalla LCD	US\$ 90	Emay, 2019
CONTEC PM10 portable ECG Monitor	Dispositivo con pantalla LCD, permite monitorear señales ECG con electrodos integrados, los datos son almacenados en el dispositivo y transmitidos a una plataforma Cloud	Electrodos integrados	Pantalla LCD para visualización de Señal, batería de litio recargable, almacenamiento de señales en la nube.	US\$ 190	Contec, 2019

Revisiones más técnicas desde la perspectiva biomédica, presentan conclusiones respecto a las tecnologías portables ECG y reconocen la disponibilidad de estas tecnologías como herramientas para el monitoreo y el análisis de ritmo cardíaco de corto plazo (Bansal & Joshi, 2018). El estudio sobre la telemedicina con dispositivos móviles presenta esta clase de dispositivos como una ventaja en la detección de la fibrilación auricular (Giebel & Gissel, 2019).

Trabajos previos respecto al diseño de plataformas ECG han concentrado su investigación en diferentes aspectos inherentes al diseño de los componentes y sus problemáticas, las áreas en donde más se concentran los trabajos son: Diseño de equipos ECG portables / usables (Wearable), Procesamiento de la señal (estándares, compresión, filtrado), Consumo de energía, Calidad de la señal.

### **Diseño de equipos ECG portables / Wearables:**

Algunos diseños de sistemas ECG móviles (Domazet, Gusev, & Antovski, 2017), proponen el uso de aplicaciones móviles para la visualización en Smartphones de las señales capturadas, diseños más flexibles sugieren la posibilidad de capturar de manera simultánea a la señal ECG, otras señales biomédicas que puedan ser de ayuda en el monitoreo (Ghosh, Aich, Ghosh, Das, Mahato & Dey, 2016).

Los investigadores (Majumder, Elston, Marinov, Chen, Mondal, & Deen, 2018), presentan un diseño en el que se hace uso de electrodos capacitivos con el fin de adquirir la señal sin contacto, lo que supone una mejora significativa principalmente en cuanto a aspectos de seguridad biomédica.

En (Walinjkar & Woods, 2017), proponen el diseño de un equipo ECG Wearable para monitoreo en tiempo real, con elementos de aprendizaje de máquina para la detección automática de anomalías en la señal, este diseño coincide con (Mishra et al, 2018) el uso de un Smartphone para procesar las señales, transmisión de datos vía Bluetooth y detección automática de Arritmias.

Diseños más complejos presentan la posibilidad de incluir 7 derivaciones (Chen, Bian, Huang, Duan, Gao, Jiao, Xie & Wang, 2013), estos diseños representan un mayor reto frente al hardware, dado que los niveles de ruido y requerimientos de filtrado aumentan de manera evidente, sin embargo, la inclusión de más derivaciones permite obtener mejores herramientas de diagnóstico, teniendo en cuenta que los electrocardiógrafos de uso clínico cuentan con 12 derivaciones.

Un aspecto particular de los diseños revisados es que a nivel de estructura los sistemas propuestos solo permiten monitorizar un paciente a la vez, en ese aspecto, MAWEMS (Amin, Razak, Misnan, Ilias, Mohamed & Udin, 2015) es un sistema propuesto para la operación multi-agente de la adquisición ECG, en el diseño propuesto utilizan protocolos de comunicación inalámbrica ZigBee que permite monitorear de forma concurrente, la señal ECG de múltiples sujetos en tiempo real.

### **Procesamiento de la señal (estándares, compresión, filtrado)**

Uno de los aspectos más importantes en el diseño de sistemas ECG reside en la forma en que se filtran, transmiten y almacenan las señales, en este aspecto (Patro & Kumar, 2015) plantean el impacto de los diferentes tipos de ruido que se presentan durante la adquisición de señales biomédicas, por ejemplo, plantean la inminente generación de ruido a causa de la línea eléctrica que opera entre los 50 y 60 Hz. En (Jingwei & Wenwen, 2015), se evalúa diferentes tipos de filtros y su impacto en la adquisición de la señal ECG, descartando la conveniencia de usar filtros FIR o IIR dentro de aplicaciones ECG de tiempo real, dada la capacidad de cómputo requerida y la adaptabilidad del filtro.

Otros autores (Jeyarani & Singh, 2010) presentan diferentes filtros (Pasa bajos, Pasa altos, FIR) como herramientas para la reducción de ruido proveniente de las diferentes fuentes, en particular la de la corriente eléctrica alterna proveniente de las fuentes de alimentación.

Otro aspecto importante a considerar en la construcción de sistemas ECG que requieran de algún tipo de transmisión de datos, es la eventual compresión de la señal, donde (Huang, Hui, Shiyan & Sun, 2018) proponen el diseño de un algoritmo por división de espectro de frecuencia para la compresión de la señal, el aspecto más interesante de esta aproximación es el bajo consumo de energía resultante, sin embargo, respecto a la capacidad de cómputo el trabajo no presenta resultados documentados.

En cuanto al formato de almacenamiento, transmisión y análisis de las señales ECG, IEEE (IEEE, 2011) propone diferentes elementos respecto a la información, el servicio, la comunicación y la implementación de sistemas ECG, el estándar propuesto en el documento se concentra principalmente en el almacenamiento de señales de entre 1 y 3 derivaciones, se destaca que dentro de la estructura se incluyen metadatos relevantes a la resolución de la señal, información de estado del dispositivo o el sensor y formatos de fecha hora de alta resolución.

### **Consumo de energía**

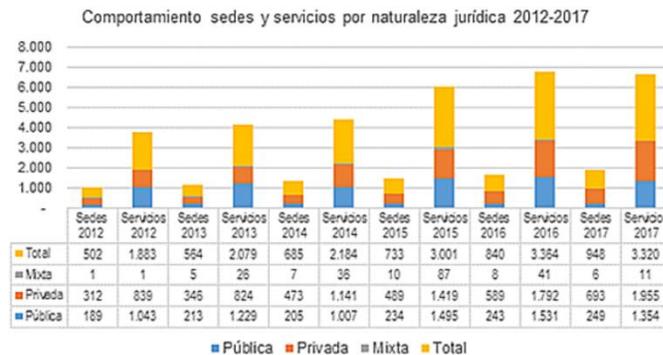
Uno de los trabajos que se destaca en este aspecto es (Kim & Chu, 2016), donde realizan una evaluación objetiva del consumo de energía en dispositivos ECG Embebidos y proponen usar estrategias alternativas (si las nombra el artículo, sería bueno ponerlas.) para reducir el consumo de energía principalmente en el microcontrolador que usa cada plataforma.

### Calidad de la señal

El indicador MS-QI (Modulation Spectrum Quality Indicator) propuesto en (Tobón & Falk, 2016), presenta un mecanismo objetivo para la evaluación de la calidad de la señal ECG, en él los autores proponen el indicador como un elemento de cálculo para observar la simetría de la señal capturada. De manera similar Zhang & Hou (2015), presentan un algoritmo para detectar posibles desfases que se puedan presentar en la señal. Estas herramientas pueden ser empleadas para determinar si, el componente de adquisición obtiene la señal con la calidad requerida para realizar monitoreo, análisis y eventualmente, diagnóstico.

De acuerdo con la OMS las enfermedades cardiovasculares (ECV) junto con el cáncer, la diabetes y las enfermedades pulmonares crónicas, se identifican en su conjunto como enfermedades no transmisibles (ENT), las cuales han mostrado un rápido aumento y son la principal causa de muerte en el mundo. Para 2012, de los 56 millones de defunciones registradas, 38 millones (el 68%) eran a causa de ENT. Más del 40% de ellas (16 millones) fueron muertes prematuras ocurridas antes de los 70 años (OMS, 2014). Según el Instituto Nacional de Salud (INS, 2013) en Colombia la enfermedad cardiovascular es la primera causa de muerte. En el periodo 1998-2011 se registraron 628.630 fallecimientos por ECV, que corresponden al 23,5% del total de las muertes en Colombia.

En Colombia, en el contexto de buscar que las TIC ayuden a disminuir “desequilibrios y desigualdades”, el Gobierno Nacional formuló un programa denominado Plan País en Telesalud para el periodo 2010-2014, que comprendía diferentes ejes de desarrollo en relación con la Telemedicina. En los cuales están la infraestructura, los servicios, la investigación, el desarrollo y la innovación (Minsalud, 2015). Como resultado de este Plan y las políticas que lo precedieron para finales del 2017 el país contaba con 948 sedes de prestadores entre públicos y privados con servicios de Telemedicina (Minsalud, 2017), en la figura 4 se muestra el crecimiento de prestadores de salud con servicios de telemedicina.



**Figura 4.** Sedes de Prestadores de Salud inscritos y Servicios de Telemedicina 2012-2017

*Fuente: Ministerio de Salud, 2017*

El departamento del Meta invirtió entre el año 2008 y 2012 cerca de 6000 millones de pesos en servicios de Telemedicina para los 29 municipios del departamento, sin embargo, la Contraloría General de la Nación en su informe de agosto de 2013 evidenció que los equipos se encontraban fuera de servicio desde noviembre de 2011 (Contraloría General de Colombia, 2013).

De acuerdo con el ministerio de salud, los hospitales públicos de nivel III y IV son los que se encuentran habilitados para prestar servicios en cardiología. En el departamento del Meta, solamente existen dos hospitales de nivel III, localizados en las ciudades de Villavicencio y Granada. En este caso, un paciente en una zona rural del municipio de La Macarena tendría que desplazarse más de 10 horas para llegar a un hospital de Nivel III; si su diagnóstico requiere de un monitoreo constante y por largo tiempo, la salud del paciente estaría comprometida por no poder obtener la asistencia médica necesaria en su lugar de origen. Estas dificultades evidencian la necesidad de contar con nuevos mecanismos que faciliten la aplicación de métodos de diagnóstico y su valoración de manera remota utilizando tecnologías de la información y las comunicaciones que permitan superar las brechas de cobertura existentes.

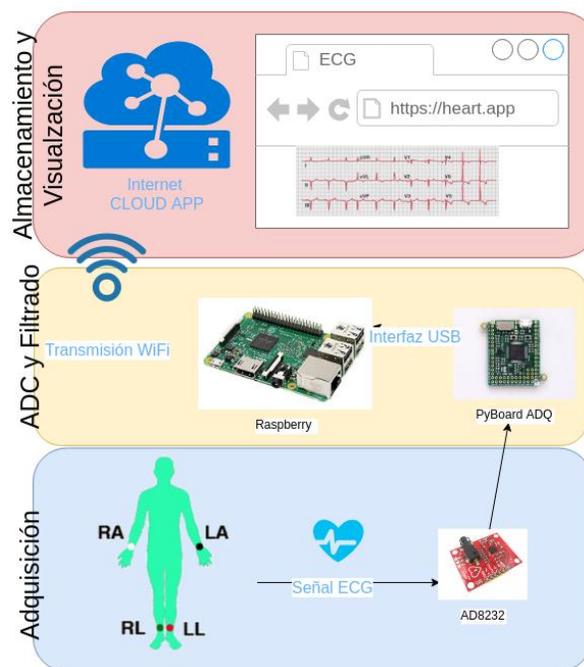
Este proyecto de investigación presenta una herramienta diseñada para facilitar la adquisición de señales ECG

proporcionando un mecanismo para la adquisición en primera instancia de las primeras 6 derivaciones. Como resultado de la investigación se desarrolló un prototipo de Telecardiología para ser aplicado en las zonas rurales, tomando como caso de estudio el departamento del Meta, donde la herramienta permita proveer servicios básicos de valoración del sistema Cardiovascular en los habitantes de los 29 municipios que lo conforman, muchos de ellos con particulares y complejas condiciones de acceso.

## 2. METODOLOGÍA

La investigación se desarrolló en 3 etapas: *i)* Desarrollo del Componente de Adquisición de Señal ECG Portable, *ii)* Desarrollo del componente Cloud para la transmisión y almacenamiento de las señales ECG recolectadas por el componente de adquisición y *iii)* Diseño y desarrollo de aplicación Web para el procesamiento y visualización de las señales ECG almacenadas en la plataforma Cloud.

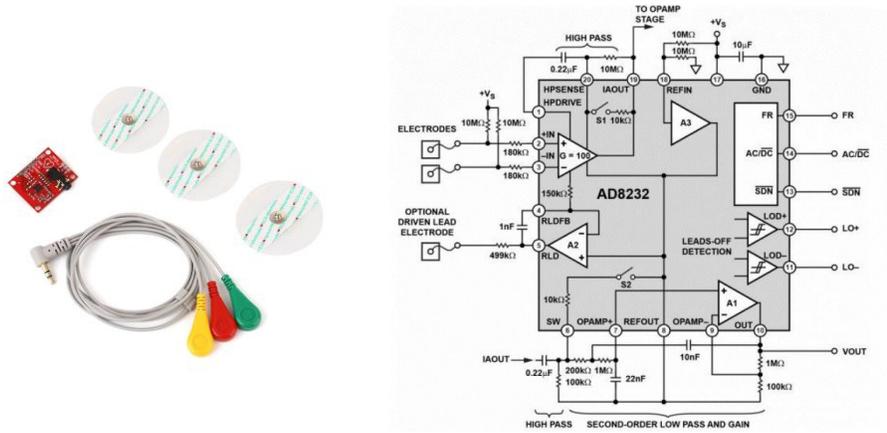
En el diseño propuesto los tres componentes se ensamblan a partir del elemento central de adquisición, donde la señal original es tomada del paciente, filtrada y amplificada para posteriormente ser procesarla y transmitida a una aplicación web. La figura 5 presenta un esquema general de los artefactos que componen la solución.



*Figura 5. Diseño propuesto del prototipo ECG*  
Fuente: Los autores

### 2.1. Desarrollo del componente de Adquisición de señal ECG Portable

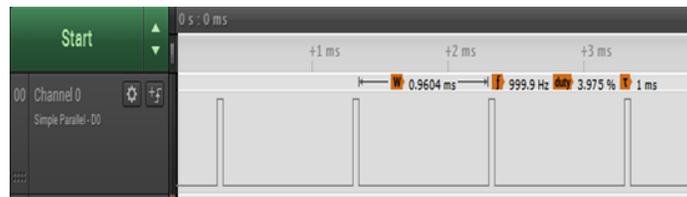
La primera etapa de cualquier dispositivo ECG consiste en la adecuada adquisición de la señal, esto significa que el dispositivo primario debe recibir la señal usando un conjunto de electrodos, esta señal debe ser amplificada y filtrada para que pueda resultar útil en las etapas posteriores. Con el fin de cumplir con las funciones propias de la etapa de adquisición se seleccionó el circuito integrado AD8232 mostrado en la figura 6a. Este circuito constituye un bloque integrado de acondicionamiento de señal que puede ser utilizado para captura ECG y otras aplicaciones de medida de biopotenciales. Se encuentra diseñado para extraer, amplificar y filtrar las señales en presencia de condiciones de ruido (Analog Devices, 2013). Este circuito cumple con las funciones iniciales de adquisición, amplificación y filtrado inicial. Dichas funciones de adquisición y filtrado se dan gracias a la inclusión de filtros y amplificadores integrados que pueden apreciarse en la figura 6b, la cual presenta el diagrama esquemático del circuito integrado en su arquitectura interna.



**Figura 6. a) AD8232, b) Diagrama Esquemático funcional del circuito AD8232**  
 Fuente: adaptado de Analog Devices, 2013.

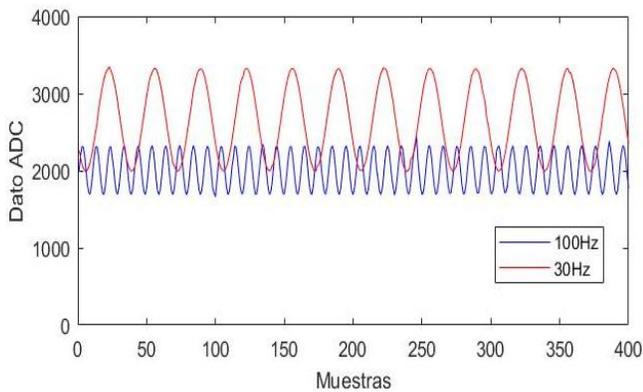
El AD8232 incluye una capacitancia de 15 picofaradios y resistencias de 10 kΩ por cada entrada, proporcionando un filtro pasa bajos por cada entrada que reduce la rectificación a alta frecuencia, de la misma manera implementa un filtro pasa altos que disminuye el ruido causado por movimientos involuntarios del sujeto conectado (Analog Devices, 2013).

Una vez seleccionado el componente de adquisición, se realizó el proceso de digitalización de la señal, para lo cual se desarrolló un algoritmo para digitalizar 2 señales análogas, con una frecuencia de muestreo de 1Khz, el objetivo de asegurar que la captura se realiza en una periodicidad controlada, se usó un analizador lógico. Los resultados obtenidos se visualizan en un formato de tren de pulsos entre cada muestra captada Figura 7; aquí se observa que el tiempo entre cada pulso que representa el muestreo es de 999.9Hz.



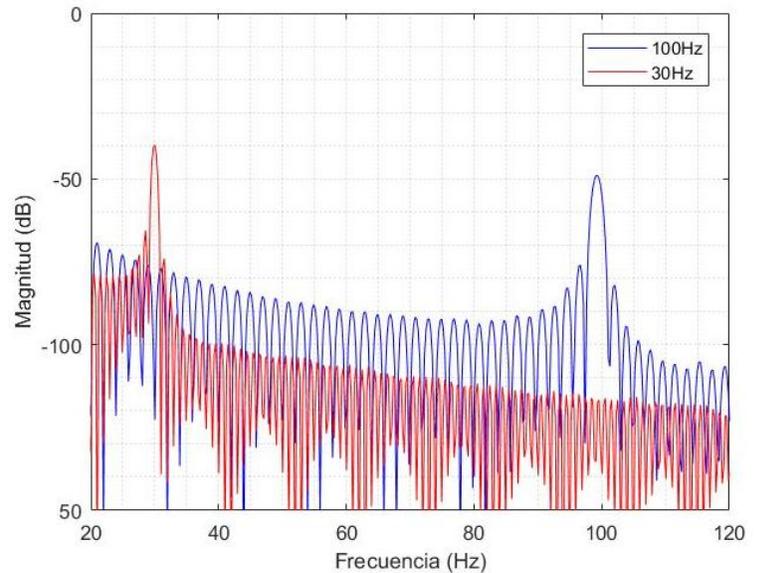
**Figura 7. Pulso de muestreo para señales análogas**  
 Fuente: Los autores

Con la frecuencia de muestreo asegurada, la información obtenida de los canales análogos se almacenó en vectores, para después ser enviadas y visualizadas por un monitor serial, los datos obtenidos fueron exportados a el software Octave para su análisis en frecuencia mediante la FFT de las señales, como parte de la revisión se obtuvieron las 2 señales análogas adquiridas figuras 8.a y 8.b.



**Figura 8. a)** Adquisición de Dos señales simultáneas

*Fuente: Los autores*



**Figura 8. b)** FFT 100 Hz y de 30 Hz adquirida

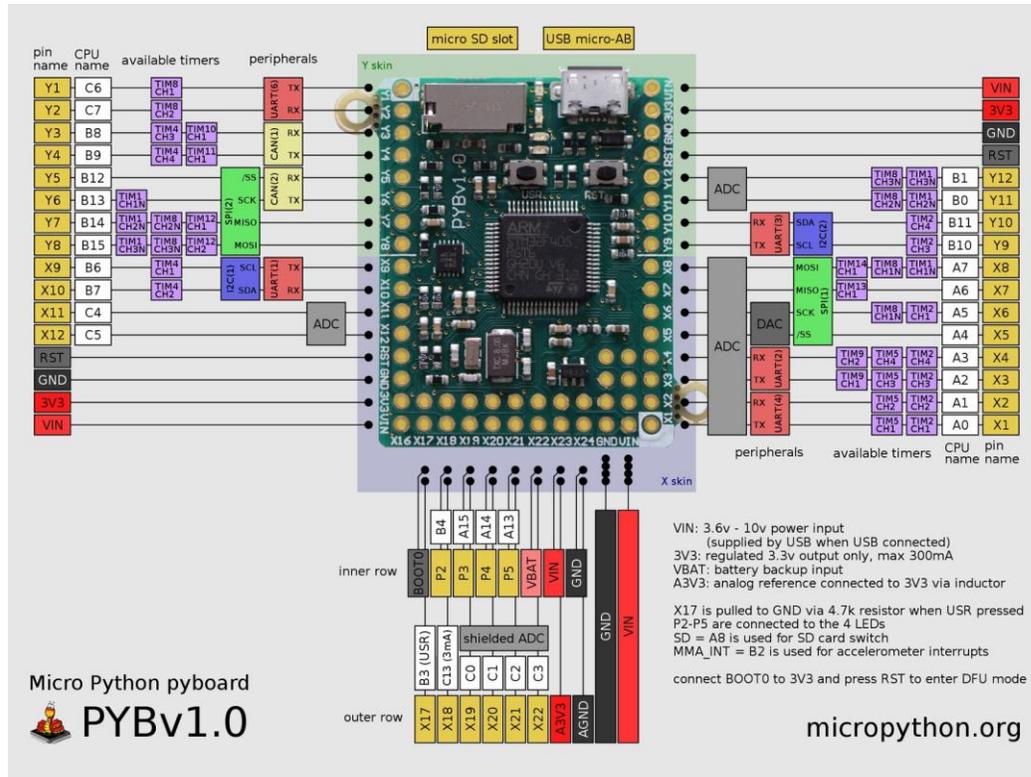
*Fuente: los autores*

### 2.1.1 Formato de Mensajería

La información adquirida tiene un valor de 0 a 4095 por cada muestra, por lo tanto, para enviar por el puerto serial como una cadena de caracteres tomaría 32 bit por cada señal enviada, lo cual haría un ancho de mensaje total de 256 bit al enviar 8 señales correspondientes a las derivaciones; es así que se definió un formato de codificación tomando las unidades de milésimas y centenas agrupadas y las unidades de decenas y unidades, en paquetes de 8 bit por cada pareja.

### 2.1.2 Conversión ADC

El siguiente paso consistió en definir el mecanismo de conversión análogo – digital (ADC), para dicho componente se evaluaron diferentes alternativas como el uso de la tarjeta Arduino UNO, Arduino es un microcontrolador de código fuente abierto que consta de 14 pines para entrada y salida análogos (Sudhan, Kumar, Prakash, Roopa & Sathiya, 2015) y fue empleada en diseños iniciales, como componente alternativo para el proceso ADC se evaluó la tarjeta controladora PyBoard. La Pyboard es una tarjeta microcontroladora que cuenta con una interfaz empotrada diseñada para desarrollar aplicaciones usando el lenguaje de programación Python (MicroPython, 2018), cuenta con entradas ADC como se observa en la figura 9.



**Figura 9.** PyBoard 1.1  
 Fuente: micropython, 2018

### 2.1.3 Filtrado Digital

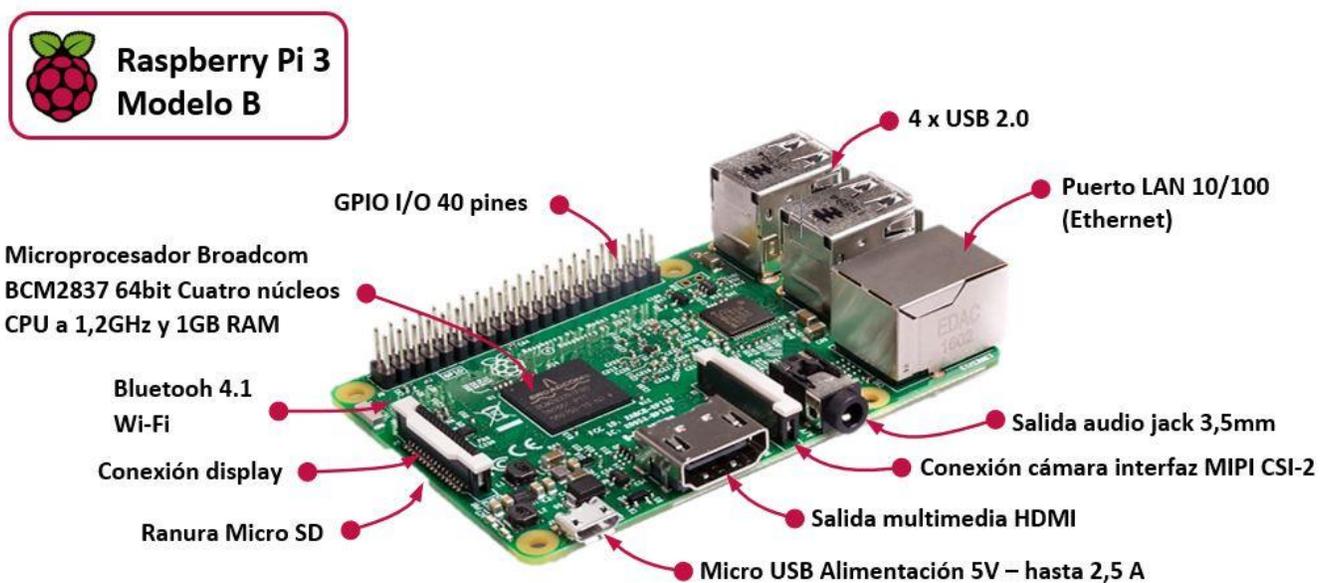
El AD8232 incluye filtros básicos pasa bajos y pasa altos, sin embargo, una vez adquirida la señal, fue necesario buscar un filtro digital que pudiese disminuir el rizado hallado dentro de la señal. Así que se desarrollaron pruebas sobre señales captadas en el software octave, para determinar tipos de filtros y cuál debería ser el orden a usar sobre cada filtro.

Se evaluó un filtro Notch usando la función “pei\_tseng\_notch” disponible en el software Octave, dicha función retorna los coeficientes para un filtro IIR Notch, también se realizaron pruebas con un filtro pasa baja Chebyshev2 orden 6 y un Butterworth del mismo orden, para eliminar cualquier armónico formado luego de la adquisición inicial.

## 2.2. Desarrollo del componente para la transmisión y almacenamiento de las señales ECG recolectadas por el componente de adquisición.

La señal resultante de la etapa de adquisición debe ser procesada para una transmisión y un almacenamiento posterior, la PyBoard recibe correctamente la señal desde el integrado AD8232, pero estos datos deben ser procesados en un nivel superior, en principio por un equipo de cómputo, teniendo en cuenta que la PyBoard entrega los datos en formato serial mediante el uso de un puerto USB convencional. Dado que el uso de un computador para una tarea tan simple aumenta el costo y tamaño del diseño, se decidió utilizar una computadora Raspberry Pi.

La Raspberry Pi es una computadora de única tarjeta, portable y de bajo costo que cuenta con un procesador ARM y conectividad WiFi (Sachdeva & Katchii, 2014), su diseño modular, bajo consumo de energía y dimensiones reducidas permiten acoplar adecuadamente todos los otros componentes sin perder capacidad de cómputo y proporcionando al diseño la capacidad de transmisión de datos sobre redes WiFi. En la figura 10 se pueden observar los elementos que la componen, de forma que se puede hacer uso de los puertos USB para la recepción de la señal y su interfaz WiFi para la transmisión de los datos hacia el componente Cloud.



*Figura 10. Raspberry Pi 3*  
*Fuente: Ingeniería, 2018*

### 2.2.1 Comparación entre plataformas

Durante el proceso de diseño de los componentes se analizaron dos plataformas para seleccionar la más adecuada acorde con las necesidades del proyecto. La tabla 2 presenta una comparación entre dichas plataformas, en donde se realizó el análisis de cada una de ellas

**Tabla 2:** Comparación entre plataformas para conversión ADC y micro procesamiento.

Rol	Plataforma	Características	Consumo de energía	Ventajas	Desventajas	Fuente
Conversión ADC posterior a adquisición	Arduino UNO	Procesador ATmega328P de 16 Mhz, 32 Kb de memoria	300 mw, aproximado	Bajo consumo de energía.	Limitaciones en cuando al procesamiento de la señal debido a la memoria y velocidad de reloj	Sudhan et al, 2015
	PyBoard	Procesador Cortex M4F 168Mhz, 192 Kb de memoria	1000 mw, aproximado	Se programa usando Python	Mayor consumo de energía	micropython, 2018
Procesamiento y transmisión al componente Cloud	Raspberry PI 3	Procesador Broadcom, 1.2 Ghz, 1 Gb de Memoria	3.7 Watts, aproximado	Menor consumo de energía	El uso de la memoria SD como memoria secundaria	Sachdeva & Katchii, 2014
	Orange PI PC2	Procesador Cortex, 1.0 Ghz, 1 Gb de Memoria	5 Watts, aproximado	No requiere SD, memoria MMC integrada	Mayor consumo de energía	OrangePI, 2019

### 2.3. DESARROLLO DEL COMPONENTE CLOUD

En la etapa final del diseño propuesto fue necesario contar con una aplicación Web que permitiera, por una parte, recibir los datos transmitidos por la computadora Raspberry y por otro visualizar las señales capturadas. Para alcanzar estos dos objetivos se utilizó el Framework Laravel y el motor de bases de datos libre MySQL, con el fin de que permitieran la recepción, el almacenamiento y la visualización de los datos, utilizando mecanismos convencionales de comunicación en internet como webservices.

Se implementó el componente Cloud usando un Framework, dado que proporciona las herramientas para escribir menos código con alta calidad en un menor tiempo reduciendo a su vez el costo de desarrollo, Laravel es un *framework* de código abierto para el desarrollo de aplicaciones web en Lenguaje PHP orientado a objetos (Sendiang, M., Kasenda S., Polii, A., Putung, R., 2018), fue seleccionado dentro del diseño para agilizar el proceso de desarrollo de las interfaces de consulta de señales ECG adquiridas por el prototipo.

El motor de base de datos MySQL es un motor de base de datos de código fuente abierto, fue empleado dentro del componente Cloud con el fin de almacenar las señales capturadas para su posterior visualización, así como para registrar información básica del paciente, de tal forma que pueda ser relacionada la señal visualizada con el sujeto sobre el que se realizó la captura ECG usando el prototipo.

Con el fin de llevar a cabo pruebas que pudiesen medir la efectividad del prototipo se utilizó un equipo PowerLab 8/30 de 8 canales y conversor de 16 bits, fabricado por ADInstruments, este tipo de equipos es utilizado en ambientes clínicos y de investigación biomédica para adquirir, almacenar y analizar señales biológicas (Aziz, Simonetta & Forrester, 2006). Las señales adquiridas por el PowerLab fueron empleadas para establecer una comparación objetiva entre los patrones de señal entregados por el PowerLab y los patrones de señal entregados por el prototipo ECG.

#### 2.3.1 Alternativas de comunicación

Con el fin de optimizar la comunicación entre la Raspberry y la aplicación cloud se evaluaron las siguientes alternativas para la comunicación:

- **WebServices:** Se analizó la posibilidad de usar Webservices tipo Restful, en donde la trama de las señales fuese serializada usando formato JSON. Sin embargo, esta alternativa fue descartada debido a que la carga útil resultaba ser muy pequeña con respecto al ancho de banda consumido.
- **WebSockets:** Se consideró la opción de utilizar WebSockets, teniendo en cuenta la sincronía necesaria en la transmisión, sin embargo, al igual que con los Webservices la proporción de carga útil resultaba insuficiente.
- **Protocolo directo UDP:** Se evaluó la implementación del protocolo no orientado a conexión, aunque la proporción de carga útil resultaba más eficiente, el control de errores hacía más compleja la implementación.

- **Protocolo directo TCP:** Finalmente se evaluó esta alternativa, dado que permite detectar y controlar los errores en la transmisión y su uso mantiene una buena relación entre carga útil y paquetes transmitidos.

### 2.3.2 Protocolo de Comunicación

El protocolo adoptado para el prototipo consiste en una estructura simple en la que los datos de cada derivación se incluyen dentro de la misma trama, empaquetando como se muestra en la tabla 3:

**Tabla 3:** Formato de la trama de adquisición. (Fuente: Los autores)

ID Mensaje	Derivación1	Derivación2	Derivación3
1	2183	3121	2223
2	1291	2311	9211
3	2132	2233	1233
...	...	...	...
250	3123	1223	232

El formato de la trama se muestra a continuación en la figura 11:

Bit 0-7	Bit 8-19											Bit 20-31											Bit 32-43													
ID Mensaje	Derivación I											Derivación II											Derivación III													
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Mensaje 0																																				
Mensaje 1																																				
...																																				
...																																				
...																																				
Mensaje N																																				

**Figura 11. Formato de trama de transmisión**

Fuente: Los autores

### 2.3.3 Derivaciones calculadas

Como etapa posterior, en la conversión Análogo – Digital se realizó el cálculo de las derivaciones adicionales, haciendo uso de dos de las entradas ADC de la PyBoard. La derivación III se calculó usando la Ley de Einthoven (Kluwer, 2011), (ver Ecuación 1a), mientras las derivaciones aumentadas se calcularon utilizando las relaciones establecidas que permiten la construcción de las 6 derivaciones a partir de las dos primeras (ECGWaves, 2018), dichas ecuaciones pueden apreciarse a continuación (ver Ecuación 1b).

$$LeadIII = LeadII - LeadI$$

**Ecuación 1a:** Relación entre derivación I, II y III a partir del triángulo de Einthoven.

Fuente: Kluwer, 2011

$$aVL: \frac{Lead I - Lead III}{2}$$

$$-aVR: \frac{Lead I + Lead II}{2}$$

$$aVF: \frac{Lead II + Lead III}{2}$$

**Ecuación 1b:** Relación entre derivaciones capturadas y derivaciones aumentadas

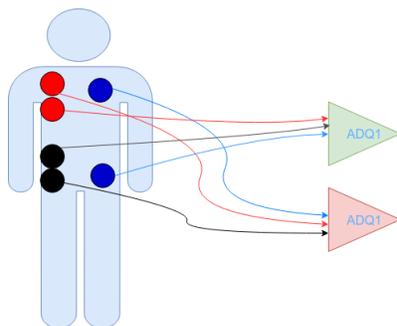
Fuente: ECGWAVES, 2018

### 2.3.4 Mediciones de consumo de ancho de banda

Con el fin de establecer el consumo de ancho de banda del prototipo se realizaron pruebas de transmisión utilizando la herramienta WireShark como mediador entre el prototipo y la aplicación Cloud, esto permite determinar en tiempo real cual será el consumo del prototipo en un escenario real.

## 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La adquisición y amplificación se diseñó usando dos circuitos integrados del mismo AD8232 con el fin de adquirir las señales correspondientes a la Derivación I y II, mientras que las derivaciones III, aVR, aVL y aVF fueron calculadas por software. La figura 12 muestra la ubicación apropiada para los conjuntos de electrodos que permitieron la captura de la derivación I y II:



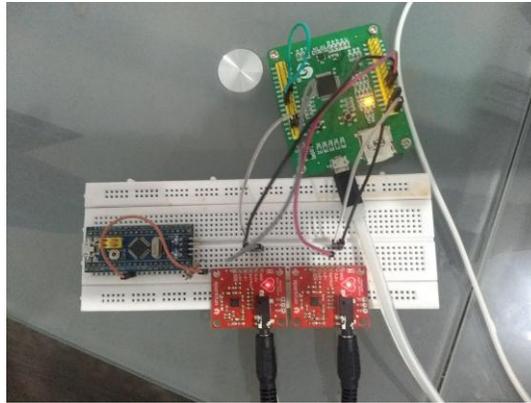
**Figura 12.** Ubicación de los electrodos

Fuente: Los autores

Una vez la recepción de las señales digitalizadas en la Raspberry Pi, allí los datos fueron capturados, almacenados y transmitidos por internet utilizando un protocolo Cliente Servidor TCP implementado para tal fin, en donde como componente final la aplicación cloud permitió visualizar en tiempo real los conjuntos de datos capturados y consultar datos de señales ECG que hubiesen sido capturadas previamente.

Dado que cada señal adquirida utiliza 12 bits, el tamaño de cada conjunto de tres derivaciones es de 36 bits adicional al número de secuencia, el cual es de 8 bits. En el caso de derivaciones no presentes, se transmiten valores en 0, lo cual deja un tamaño de adquisición de 44 bits, con el fin de aprovechar el protocolo TCP se agrupan 250 adquisiciones para un total de 11 Kbits equivalente a 1375 bytes, valor que permite optimizar la transmisión, dado que la MTU típicamente oscila entre los 1400 y los 1500 bytes.

El diseño completo del prototipo permitió capturar de manera efectiva las señales ECG. Dichas señales capturadas fueron transmitidas con éxito a la aplicación Cloud donde se visualizaron los resultados. De acuerdo con el diseño se usaron los 6 electrodos ubicados de forma que se obtuviesen las señales correspondientes a la derivación I y II, mientras en tiempo real se realizó el cálculo de la derivación III, la figura 13 muestra el diseño final del prototipo.



**Figura 13.** Diseño final del dispositivo incluyendo dos AD8232 y la tarjeta PyBoard.

*Fuente: Los autores*

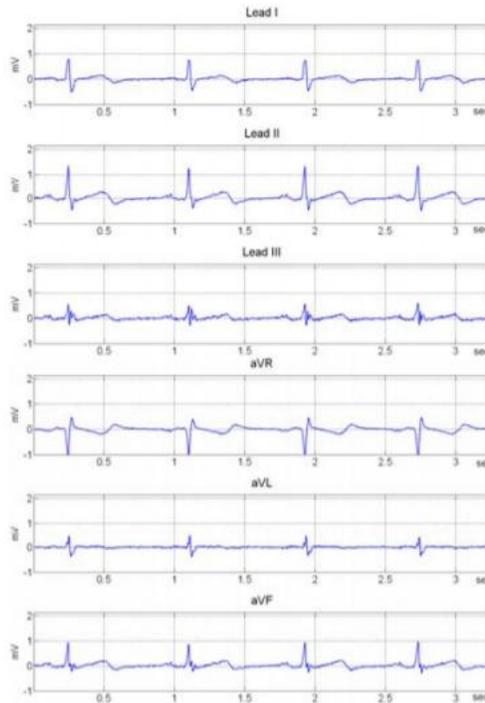
Los datos recolectados fueron apropiadamente almacenados y transmitidos vía TCP a la aplicación Cloud, allí se almacenaron en una base de datos MySQL donde pueden ser visualizados en tiempo real usando la interfaz web de la aplicación, en la figura 14 se observa la aplicación en operación, presentando las 2 señales capturadas y las 4 restantes calculadas.

La comparación entre las muestras adquiridas por el prototipo y las señales características (Figuras 15) muestra que las señales adquiridas por el prototipo y visualizadas en la interfaz web corresponden con las señales esperadas en cada una de las 6 derivaciones, comparadas contra resultados obtenidos por el prototipo de tres electrodos (Yongwon, Noh, Lee, Yoonseon, Seungcheol & Sooyeul, 2010).



**Figura 14.** Aplicación Web en funcionamiento presentando las 6 derivaciones

*Fuente: los autores*



**Figura 15.** Derivaciones principales y aumentadas capturadas con prototipo de 3 Electrodo  
**Fuente:** Yongwon et al, 2010.

La resolución de adquisición actual del prototipo de 500 Hz, con señales de 12 bits, lo cual hace suponer que en la eventual transmisión de 3 derivaciones el consumo de ancho de banda esperado es de  $3 \times 12 \times 500$ , es decir aproximadamente 18 Kbps de carga útil más la carga por encabezados. Las pruebas realizadas permitieron medir ancho de banda transmitiendo tres derivaciones a una resolución máxima de 1 KHz, observándose un tráfico como el que se puede ver en la figura 16:



**Figura 16.** Medición en Wireshark del consumo de ancho de banda, adquiriendo 3 señales de derivaciones con frecuencia de 1000 hz.  
**Fuente:** Los autores

Dado que cada señal adquirida utiliza 12 bits, el tamaño de cada conjunto de tres derivaciones es de 36 bits adicional al número de secuencia, el cual es de 8 bits. En el caso de derivaciones no presentes, se transmiten valores en 0, lo cual deja un tamaño de adquisición de 44 bits, con el fin de aprovechar el protocolo TCP se agrupan 250 adquisiciones para un total de 11 Kbits equivalente a 1375 bytes, valor que permite optimizar la transmisión, dado que la MTU típicamente

oscila entre los 1400 y los 1500 bytes. Estos resultados son similares a los presentados por Kang en donde por cada canal presentan una medición 3.96 Kbps pero con una resolución de 360 Hz y la precisión de 11 bits (Kang, 2014).

Respecto a la latencia y error, se realizaron pruebas con tres diferentes tipos de conexión, obteniendo resultados diferentes en la transmisión, estos resultados pueden ser consultados en la tabla 4:

**Tabla 4:** Resultados Latencia y error. (Fuente: Los autores)

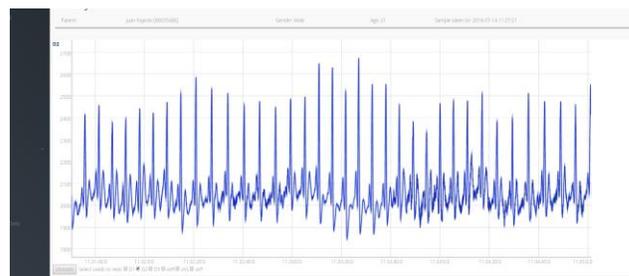
Conexión	Muestras (x3 derivaciones)	Paquetes transmitidos	Tamaño total de transmisión	Latencia	Tasa de error
Celular 4G	250	60	165 kb	18.451 ms	<1%
Cableado xDSL 10Mbps	250	60	165 kb	16.355 ms	<1%
Celular 3G	250	60	165 kb	21.321 ms	2%

Si bien el consumo de ancho de banda no es excesivo, existe la posibilidad de mejorar el consumo haciendo uso de algoritmos de compresión como se documenta en (Huang et al, 2018), sin embargo, dado que comprimir la señal implica una carga mayor en procesamiento se requeriría hacer un análisis exhaustivo respecto al impacto en el rendimiento del prototipo, particularmente en la Raspberry como componente de transmisión hacia la aplicación cloud.

El consumo de ancho de banda sugiere que un canal de transmisión con capacidad de 200 Kbps resulta suficiente para el uso del prototipo, esto resulta particularmente conveniente en municipios del Meta como El Calvario o La Macarena, donde la conectividad disponible en la actualidad son los servicios satelitales y los operadores de telefonía celular no cuentan con cobertura de red 4G.

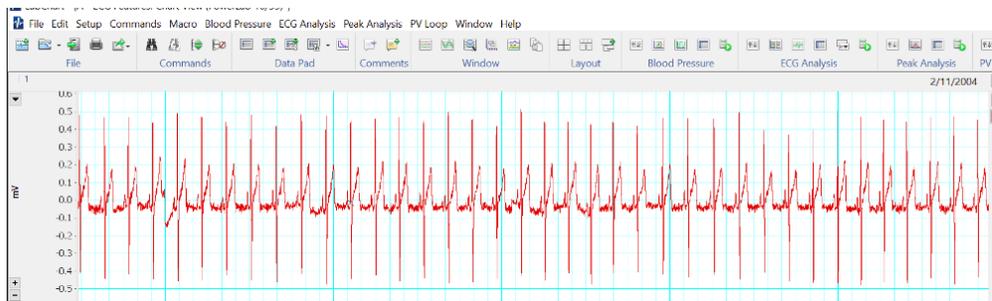
El protocolo de transmisión de datos usando TCP resulta práctico en el diseño del prototipo, sin embargo, dentro de sus limitaciones principales se encuentra la de la ausencia de metadatos diferenciadores en caso de que hubiese una implementación con múltiples dispositivos haciendo reporte concurrente de señales adquiridas como el prototipo planteado en (Amin et al, 2015).

Con el fin de realizar un análisis comparativo entre las señales capturadas por el prototipo y un equipo ECG convencional se recopilieron registros correspondientes a la derivación II, con diferentes velocidades de muestreo, predominantemente de 2000 muestras/segundo, amplificación de 1mV y 2mV, y una alta resolución de 62.5 nV usando el equipo PowerLab. Esta adquisición de señales se realizó, tanto usando el PowerLab, como el prototipo diseñado. Como resultado se lograron obtener señales similares en las cuales evidentemente se presentan los patrones característicos de la señal correspondiente a la derivación II. Estas señales también fueron comparadas con adquisiciones reales presentadas en el trabajo de Ghosh et al, en donde se identifica plenamente el patrón característico de la señal (Ghosh et al, 2016). Las figuras 17a, 17b y 17c muestran la comparación entre las señales capturadas sobre el mismo sujeto haciendo uso de ambos dispositivos y las señales presentadas en el trabajo en mención:



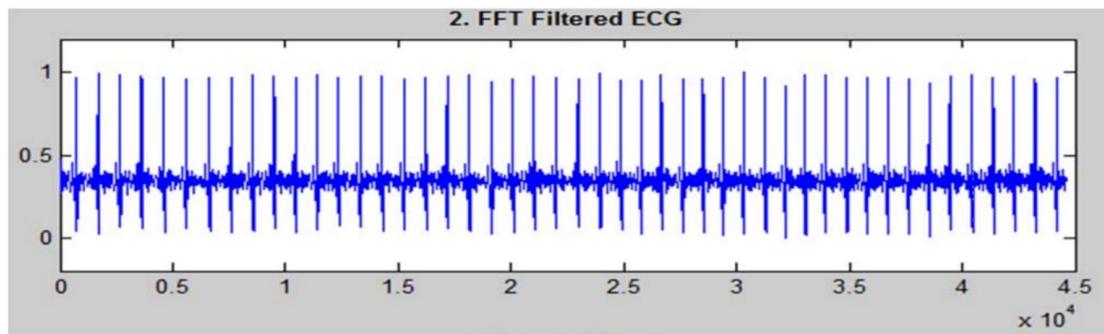
**Figura 17a.** Señal adquirida usando el prototipo

*Fuente: Los autores*



**Figura 17b.** Señal adquirida usando el equipo ADInstruments

*Fuente: los autores*



**Figura 17c.** Señal ECG adquirida, filtrada y graficada en Matlab

**Fuente:** Ghosh et al, 2016

El resultado de las pruebas presenta el diseño final del prototipo para telecardiología. El diseño modular permite que el prototipo pueda ser adecuado para efectos de monitoreo y diagnóstico de manera similar a como lo hace el dispositivo Monitor Healforce ECG Prince, revisado en la literatura (Ver tabla 1), pero brindando una alternativa de menor costo y con mayor capacidad en cuanto a la adquisición y cálculo de 6 derivaciones. La aplicación web permite monitorear resultados en tiempo real, identificar las derivaciones, hacer un acercamiento sobre zonas particulares de las señales para que luego estas puedan ser analizadas con detenimiento por personal médico especializado.

El prototipo ECG permite adquirir dos más derivaciones ECG de manera simultánea y calcular en tiempo real las derivaciones ampliadas, esto hace que como instrumento de telecardiología pueda permitir identificar condiciones de mayor complejidad en el diagnóstico de enfermedades de origen cardiovascular como es sugerido en (Mishra, Arora & Vora, 2018).

La modularidad de los componentes electrónicos y de software permite que se pueda incorporar la adquisición simultánea de otras señales fisiológicas, esto fue trabajado por (Sun & Zhang, 2014) donde la señal ECG es adquirida de manera simultánea con la temperatura corporal. También (Luo, Teng, Li, Mao, Heng & Lian, 2017) en donde los autores presentan la inclusión de la Bio-impedancia adicional a la señal ECG y la temperatura corporal. Esta característica particular hace que el prototipo brinde mayor flexibilidad de aplicación respecto al diseño de los dispositivos comerciales revisados durante el desarrollo del proyecto.

En comparación con dispositivos comerciales disponibles en el mercado (tabla 1), el diseño propuesto presenta ventajas respecto a la modularidad, la capacidad de incluir un mayor número de derivaciones y el aprovechamiento de la aplicación en la nube. A diferencia de estos dispositivos comerciales nuestro diseño permite hacer monitoreo y análisis en tiempo real, tal y como lo sugieren trabajos similares como el realizado por (Walinjkar & Woods, 2017).

Respecto al consumo de energía en las mediciones durante la operación se encontraron consumos cercanos a los 240 mA correspondientes a la Raspberry en donde se concentra el mayor consumo, el consumo en los dispositivos de adquisición y conversión ADC no resulta significativo frente al consumo de la Raspberry, durante las pruebas se detectó que el uso de adaptadores de corriente generaba un ruido adicional en la señal, por esta razón la fuente de alimentación elegida en la actualidad es PowerBank de 7000 mAh, lo que supone una autonomía de casi 30 horas de operación constante antes de la descarga total de la fuente de alimentación, este tiempo de autonomía podrá variar dependiendo del estado de la batería. Sin embargo, el consumo resulta muy elevado en comparación a diseños con mayor optimización de consumo donde los autores (Dedhia, Doshi & Rane, 2012) comentan que el consumo total no supera los 100 mA.

#### 4. CONCLUSIONES

El prototipo diseñado presenta una evidente similitud en cuanto al patrón de la señal, frente a análisis comparativos realizados con la adquisición de señales ECG del mismo, ante las señales proporcionadas por un equipo médico homologado y de uso común; los patrones esperados de las señales correspondientes a las derivaciones logran evidenciarse durante la adquisición y los componentes del prototipo operan de acuerdo a como se esperaba en el diseño inicial.

Los resultados en cuanto a consumo de ancho de banda, latencia y errores permiten suponer una viabilidad en el uso del prototipo como instrumento de ayuda al diagnóstico, especialmente en zonas apartadas como las del departamento del Meta u otras de Colombia en donde la cobertura de servicios de salud es escasa, pero también los proveedores de internet no llegan con conectividad robusta.

A diferencia de equipos similares revisados en el presente artículo, el prototipo propuesto presenta ventajas significativas en cuanto al almacenamiento en la nube, la modularidad, la posibilidad de optimizar los procesos de filtrado y compresión y la predisposición para construir herramientas más avanzadas para la visualización y el análisis de las señales.

El diseño del dispositivo con arquitectura modular permitirá explorar la posibilidad de integrar otros sensores como temperatura o presión arterial del paciente, proporcionando nuevas variables que puedan utilizarse en un diagnóstico más específico.

El cálculo de las derivadas ampliadas y el filtrado que se realiza en el prototipo permiten reducir el uso de electrodos para capturar señales que resulten útiles al profesional médico que vaya a hacer uso del prototipo. Gracias a los componentes de diseño y a la plataforma Cloud donde se centralizan los datos adquiridos es factible la aplicación y uso del prototipo en regiones apartadas.

Se recomienda buscar la homologación del equipo diseñado para que pueda ser utilizado en escenarios clínicos reales, este tipo de homologación permite que el prototipo pueda ser considerado un instrumento clínico y que pueda ser utilizado en aquellas ubicaciones apartadas para las cuales fue diseñado.

Es recomendable que en trabajos futuros se explore la posibilidad de usar técnicas de aprendizaje de máquina para la asistencia en la detección de anomalías (Fibrilación ventricular, Fibrilación auricular, latido ventricular prematuro, entre otros) a partir de las señales ECG capturadas.

#### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Amin, Z. M., Razak, N., Misnan, M., Ilias, S., Mohamed, Z., & Udin, R. (2015). Multi-agent wireless ECG monitoring system (MAWEMS). En 2015 Innovation & Commercialization of Medical Electronic Technology Conference (ICMET). IEEE.
- Aziz, N., Simonetta, G., Forrester, K., (2006), Recent Development's in data recording systems for physiology, Park J. Physiology 2006, recuperado de <http://pps.org.pk/PJP/2-1/NaumanAziz.pdf> en 2018-09-01.
- Analog Devices, (2013), Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232, Manual – recuperado de <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>, el 2018-08-05.

- Ayala J., (2014), La Salud en Colombia: más Cobertura pero menos acceso, Documento de Trabajo Sobre Economía Regional, Banco de la República – Centro de Estudios Económicos Regionales, número 204 - Recuperado de [http://www.banrep.gov.co/docum/Lectura\\_finanzas/pdf/dtser\\_204.pdf](http://www.banrep.gov.co/docum/Lectura_finanzas/pdf/dtser_204.pdf) el 2018-08-05.
- Bansal, A., & Joshi, R. (2018). Portable out-of-hospital electrocardiography: A review of current technologies. *Journal of arrhythmia*, 34(2), 129–138. doi:10.1002/joa3.12035.
- Bean M., (2015), *Laravel 5 Essentials*, Packt Publishing, [www.packtpub.com](http://www.packtpub.com).
- Backman, W., Bendel, D., & Rakhit, R. (2010), The telecardiology revolution: improving the management of cardiac disease in primary care, *Journal of the Royal Society of Medicine*, Volume 103, 442-446.
- Birati, E. Y., Roth, A. (2011), Telecardiology, *IMAJ The Israel Medical Association Journal*, Volume 13, Num. 8, 498-503.
- Contec, (2019), PM10 Portable ECG Monitor, recuperado de <http://www.contecmed.com> el 2019-02-22.
- Contraloría de Colombia, (2013), Informe de Auditoría, SGP (Salud, Educación) vigencia 2012, REGALÍAS vigencia 2011- 2012, Departamento del Meta, Recuperado de [http://www.contraloriagen.gov.co/documents/10136/186575314/informe\\_final\\_auditoria\\_departamento+d+el+meta+\\_vigencia+2011-2012.pdf](http://www.contraloriagen.gov.co/documents/10136/186575314/informe_final_auditoria_departamento+d+el+meta+_vigencia+2011-2012.pdf), el 2016-08-04.
- Chen, C., Bian, K., Huang, A., Duan, X., Gao, H., Jiao, B., Xie, L. & Wang, S. (2013). WE-CARE: A wearable efficient telecardiology system using mobile 7-lead ECG devices. *IEEE International Conference on Communications*. 4363-4367.
- Dash, P. K., 2002, Electrocardiogram Monitoring, *Indian Journal of Anaesthesia*, 2002, Vol. 46, Num 4, 251-260.
- Dedhia, P., Doshi, H., Rane, M. (2012). Low Powered Solar ECG with ZigBee Based Bio-Telemetry, *Journal of Technology Innovations in Renewable Energy*, 2012, 1, 23-29.
- Domazet, E., Gusev, M., & Antovski, L.N. (2017). Design specification of an ECG mobile application. 2017 25th Telecommunication Forum (TELFOR), 1-4.
- Ecgwaves (2018) – Introduction to ECG Interpretation, *ECG Waves*, recuperado de <https://ecgwaves.com/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/> el 2018-07-02.
- Emay (2019) – Portable ECG Monitor, recuperado de <http://www.emayltd.com/index.php/Home/Index/detail/id/17> el 2019-02-23.
- Giebel, G. D., & Gissel, C. (2019). Accuracy of mHealth Devices for Atrial Fibrillation Screening: Systematic Review. *JMIR mHealth and uHealth*, 7(6), e13641. doi:10.2196/13641.
- Gilmore, W. J., (2018), *Easy Laravel 5*, Editorial LeanPub.
- Ghosh, A., Aich, S., Ghosh, A. K., Das, P., Mahato, S., & Dey, A. (2016). Patient health monitoring system. En 2016 International Conference on Intelligent Control Power and Instrumentation (ICICPI). IEEE.
- Hampton, J. R., (2013), *The ECG Made Easy* (8th Ed), Churchill Livingstone Elsevier.
- Healforce, (2019) - Easy ECG Monitor, Recuperado de <http://www.healforce.com/en/index.php?ac=article&at=read&did=457> el 2019-02-05.
- Huang, H., Hu, S., & Sun, Y. (2018). ECG Signal Compression for Low-power Sensor Nodes Using Sparse Frequency Spectrum Features. 1-4.
- Huff, J. (2012). *ECG Workout: Exercises in Arrhythmia Interpretation* (6th Ed). Philadelphia, Wolters Kluwer.
- Ruiz C, Zuluaga A, Trujillo A (2007). Telemedicina: Introducción, aplicación y principios de desarrollo. *Rev CES Med*; 21 (1): 77-93

- Ingenierate, (2018) – recuperado de <https://ingenierate.com/2017/10/03/raspberry-pi-caracteristicas-aplicaciones/> el 2018-07-01
- Instituto Nacional de Salud, INS (2013). Boletín Observatorio Nacional de Salud, Boletín Número 1 – 2013. Recuperado de [http://www.ins.gov.co/lineas-de-accion/ons/boletin%201/boletin\\_web\\_ONS/boletin\\_01\\_ONS.pdf](http://www.ins.gov.co/lineas-de-accion/ons/boletin%201/boletin_web_ONS/boletin_01_ONS.pdf) el 2016-08-03.
- ISO/IEEE11073-10406 (2011) Health informatics. Personal Health Devices communication. Device Specialization - Basic ECG (1-3 lead), IEEE.
- Jeyarani, A. D., & Jaya Singh, T. (2010). Analysis of noise reduction techniques on QRS ECG waveform - by applying different filters. En Recent Advances in Space Technology Services and Climate Change 2010 (RSTS & CC-2010). IEEE.
- Jingwei, D., & Wenwen, J. (2015). Design of Digital Filter on ECG Signal Processing. En 2015 Fifth International Conference on Instrumentation and Measurement, Computer, Communication and Control (IMCCC). IEEE.
- Kang, K. (2014). An Adaptive Framework for Real-Time ECG Transmission in Mobile Environments. The Scientific World Journal, 2014, 1–12.
- Kim, J.-Y., & Chu, C.-H. (2016). Analysis and Modeling of Selected Energy Consumption Factors for Embedded ECG Devices. IEEE Sensors Journal, 16(6), 1795-1805.
- Kluwer, (2011), ECG interpretation made incredibly easy!. 5th edition, Wolters Kluwer Health, 2011.
- Lahari, P., Thomas, B. (2016), Smart Device Based ECG Monitoring System, International Journal for Modern Trends in Science and Technology, Volume 2, Issue 04, Abril 2016, 121-124.
- Luo, Y., Teng, K.-H., Li, Y., Mao, W., Heng, C.-H., & Lian, Y. (2017). A 93 $\mu$ W 11Mbps wireless vital signs monitoring SoC with 3-lead ECG, bio-impedance, and body temperature. En 2017 IEEE Asian Solid-State Circuits Conference (A-SSCC). IEEE.
- Mahesh et al, (2009), Telecardiology for Rural Health Care, International Journal of Recent Trends in Engineering, Volume 2, Num. 3, 6-9.
- Majumder, S., Elston, M., Marinov, O., Chen, C., Mondal, T., & Deen, M.J. (2018). Noncontact Wearable Wireless ECG Systems for Long-Term Monitoring. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 11, 306-321.
- Micropython (2018) – Recuperado de <http://docs.micropython.org/en/latest/pyboard/pyboard/quickref.html> el 2018-07-01.
- Mishra, B., Arora, N., & Vora, Y. (2018). A Wearable Device for Real-Time ECG Monitoring and Cardiovascular Arrhythmia Detection for Resource Constrained Regions. En 2018 8th International Symposium on Embedded Computing and System Design (ISED).
- Ministerio de Salud y Protección Social, (2015). Línea de base de telemedicina en municipios priorizados – Colombia resultados generales, Recuperado de <https://www.misalud.gov.co/sites/rid/Lists/nBibliotecaDigital/RIDE/VS/PSA/linea-base-telemedicina-municipios-priorizados.pdf> el 2016-08-03.
- Ministerio de Salud y Protección Social, (2017). Plan de Acción 2017, Final, Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PES/Consolidacion-informe-plan-accion-2017.pdf> el 2018-08-04.
- Nice, (2015), AliveCor Heart Monitor and AliveECG app (Kardia Mobile) for detecting atrial fibrillation, Midtech Innovation briefing, National Institute for Health and Care Excellence, 2015.

- Novosel, D., Noll, G. & Lüscher, T. (1999), Corrected Formula for the Calculation of the Electrical Heart Axis, Croatian Medical Journal. Volume 40, Number 1, Marzo 1999.
- OrangePI, 2019, Orange PI User Manual, Recuperado de [http://geekmatic.in.ua/pdf/OrangePi\\_PC\\_user\\_manual\\_v0.9.1.pdf](http://geekmatic.in.ua/pdf/OrangePi_PC_user_manual_v0.9.1.pdf), el 2019-02-26.
- Organización Mundial de la Salud, (2014). Informe sobre la situación mundial de las enfermedades no transmisibles.
- Patro, K. K., & Kumar, P. R. (2015). De-noising of ECG raw signal by cascaded window based digital filters configuration. En 2015 IEEE Power, Communication and Information Technology Conference (PCITC). IEEE.
- Rabbani, K., Abir, A., & Bodiuzzaman, A. (2011), Design and Development of a low cost personal computer based ECG Monitor, Bangladesh Journal of Medical Physics, Vol 4, No 1, 2011,115-125.
- Raikhelkar, J., Raikhelkar, J., (2015), The Impact of Telemedicine in Cardiac Critical Care, Critical Care Clinics, Volume 31, Issue 2, April 2015, 305–317.
- Ribeiro, A., Alkmim, M., Silva, C., Galeno, C., Teixeira, C., Andrade, M., Ferreira, D., Antunes, A., Geraldo, A. & Santos, E., (2009), Implantación de un Sistema de Telecardiología en Minas Gerais: Proyecto Minas Telecardio. Arquivos Brasileiros de Cardiología, 95 (1), 70-78.
- Sachdeva, P., Katchii, S. (2014), A Review Paper on Raspberry Pi, International Journal of Current Engineering and Technology, Vol.4, No.6 (Dec 2014).
- Sendiang, M., Kasenda S., Polii, A., Putung, R. (2018), “Optimizing Laravel Authentication Process”, 2018 International Conference on Applied Science and Technology (iCAST), Manado, Indonesia, 2018, pp. 247-251.
- Sudhan, R., Kumar, M., Prakash, A., Roopa, S. & Sathiya, P. (2015), Arduino ATMEGA-328, International Journal of Innovative Research in electrical, electronics, instrumentationI and control engineering, 2015, Vol. 3, Issue 4, 27-29.
- Sun, X., & Zhang, Y. (2014). Design and Implementation of Portable ECG and Body Temperature Monitor. En 2014 International Symposium on Computer, Consumer and Control. IEEE.
- Sufi, F., Khalil, I., & Mahmood, A. (2011), A clustering based system for instant detection of cardiac abnormalities from compressed ECG, Expert Systems with Applications, Volume 38, 4705–4713.
- Tello, J. P., Manjarres, O., Quijano, M., Blanco, A., Varona, F. & Manrique, M. (2013), Remote Monitoring System of ECG and Body Temperature Signals, IEEE LATIN AMERICA TRANSACTIONS, Volume 11, Num. 1, 314-318.
- Tobón, D.P., Falk, T.H., & Maier, M. (2016). MS-QI: A Modulation Spectrum-Based ECG Quality Index for Telehealth Applications. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63, 1613-1622.
- Walinjkar, A., & Woods, J. (2017). Personalized wearable systems for real-time ECG classification and healthcare interoperability: Real-time ECG classification and FHIR interoperability. En 2017 Internet Technologies and Applications (ITA). IEEE.
- Yang, H., Chai, J., 2012, The Study and Design Of a Wireless ECG Monitoring System, Biomedical Instrumentation & Technology September/October 2012, 395-399.
- Yongwon, J., Noh, H. W., Lee, I. B., Yoonseon, S., Seungcheol, S. & Sooyeul, L. (2010). A basic study for patch type ambulatory 3-electrode ECG monitoring system for the analysis of acceleration signal and the limb leads and augmented unipolar limb leads signal. En 2010 Annual International Conference of the IEEE

Engineering in Medicine and Biology. IEEE.

Zhang, Y., & Hou, Z. (2015). An algorithm for evaluating the ECG signal quality in 12 lead ECG monitoring system. En 2015 6th IEEE International Conference on Software Engineering and Service Science (ICSESS). IEEE.