

# Electrocardiógrafo de tres derivaciones con comunicación inalámbrica

Three-Lead Electrocardiograph / Wireless Communication

**John Jiménez Gómez**  
jojigo@gmail.com

**Juan Carlos Palacios Barco**  
juancasiz30@hotmail.com

**Manuel Alejandro Potosí Moreno**  
Manuel8128@hotmail.com

Grupo de investigación en instrumentación electrónica (GIE)  
Universidad Santiago de Cali, Colombia

## Resumen

Las diferentes patologías cardíacas son la principal causa de muerte a nivel mundial, según la Organización Mundial de la Salud (OMS). Por ello la ingeniería se ha interesado en mejorar los equipos existentes para el diagnóstico de males del corazón. El presente artículo detalla cada una de las etapas que conforman el diseño y la construcción de un electrocardiógrafo de tres derivaciones con comunicación inalámbrica. En este desarrollo se consideró lo establecido por la Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) para el diseño de equipos médicos y hace uso de la herramienta gráfica para pruebas, control y diseño mediante programación LabVIEW, que constituye la interfaz gráfica de usuario para visualizar y almacenar la señal electrocardiográfica (ECG).

## Palabras clave

Electrocardiógrafo; radiofrecuencia; transmisión; electrodos; recepción; interfaz.

## Abstract

The different cardiac diseases are the leading cause of death worldwide according to World Health Organization (WHO), which is why engineering has been interested in improving existing equipment for the diagnosis of heart this article details each stages that make up the design and construction of a three-lead electrocardiograph with wireless communication. In this development is considered as established by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) for the design of medical equipment and makes use of the graphical tool for test, control and design using LabVIEW programming which is the graphical user interface to display and store the electrocardiogram (ECG).

## Keywords

Electrocardiograph; radiofrequency; transmission; electrodes; reception; interfaces.

Fecha de recepción: octubre 4 de 2011

Fecha de aceptación: noviembre 26 de 2011

## I. Introducción

En la actualidad los equipos existentes para el diagnóstico de patologías cardiacas se han convertido en pieza fundamental para la toma de decisiones médicas que lleven a brindar un tratamiento para el buen funcionamiento del corazón y así garantizar una mejor calidad de vida para los pacientes que presentan estas patologías.

Con la revolución de las computadoras, la llegada de las nuevas tecnologías inalámbricas y el bajo costo de los circuitos digitales, la ingeniería ha logrado simplificar muchos de los problemas que presentaban los equipos de diagnóstico del pasado, construyendo así equipos con iguales o superiores características, pero que brindan una mayor comodidad al paciente y la facilidad de ser transportado de un lugar a otro cuando la situación lo amerite; razones por las cuales se dio a la tarea de construir un prototipo de electrocardiógrafo de tres derivaciones con comunicación inalámbrica, abriendo paso así a futuras aplicaciones que permitan realizar las mediciones en todas las derivaciones para la identificación de las diferentes anomalías o patologías cardiacas.

## II. Diseño e implementación del hardware

La Figura 1 describe el electrocardiógrafo de tres derivaciones con comunicación inalámbrica. Cada uno de los bloques representa una función importante para su funcionamiento.

- El electrocardiógrafo portátil está diseñado con el menor tamaño posible para facilitar su transporte por el paciente. Es capaz de adquirir, adecuar (amplificar, filtrar, etc.), aislar,

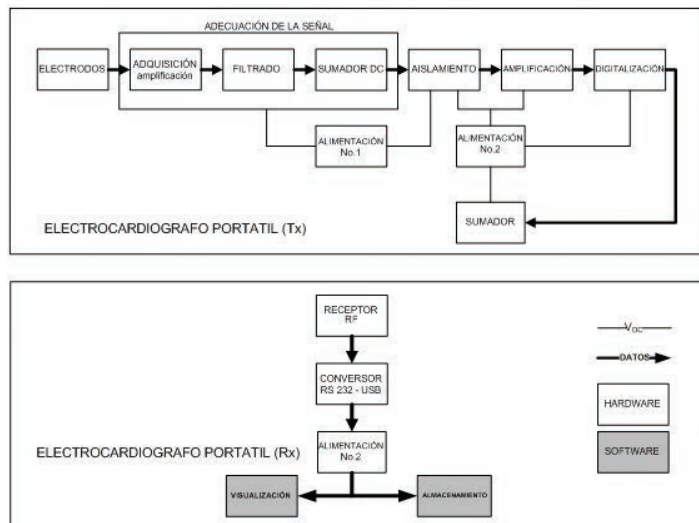


Figura 1. Descripción en bloques del sistema en general

digitalizar y transmitir la señal por radiofrecuencia (RF) a través de un modulo transmisor cuya función es enviar de manera constante la información a el receptor en PC (Rx), el cual está conectado mediante el puerto USB a un computador remoto.

- El receptor a PC (Rx) recibe la señal enviada (radiofrecuencia) por el electrocardiógrafo portátil (Tx) para que los datos puedan ser visualizados y almacenados en un archivo mediante un software elaborado con el lenguaje de programación gráfico LabVIEW.

### A. Adquisición y amplificación de la señal ECG

Esta etapa se lleva a cabo con la captura, por medio de cables apantallados, de la señal electrocardiográfica proveniente del simulador (lionheart 3), el cual presenta en el rango (1) NSR, una señal de salida con amplitud de 1 milivoltio (mV) y una frecuencia de 80 pulsaciones por minuto (bpm).

La mejor solución para realizar una amplificación diferencial es mediante un amplificador de instrumentación INA128P, ya que este posee un alto rechazo al ruido, una ganancia de entre 1-1000 y posee la ventaja de compactar tres amplificadores operacionales en un solo integrado.

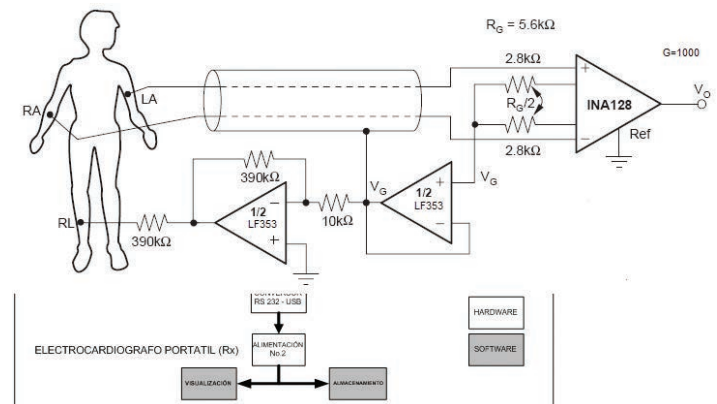


Figura 2. Esquema del amplificador de instrumentación

### B. Filtrado de la señal ECG

El ancho de banda que contiene la mayor parte de información proveniente de la actividad eléctrica del corazón está entre los 0,05 Hz y los 125 Hz. Se construyó un filtro pasabanda, el cual está constituido por un filtro pasaaltas y un filtro pasabajas, ambos en configuración butterworth de cuarto orden (Association for the Advancement of Medical Instrumentation [AMMI], 1983).

### C. Sumador de voltaje

El circuito sumador contrarresta la presencia de componentes

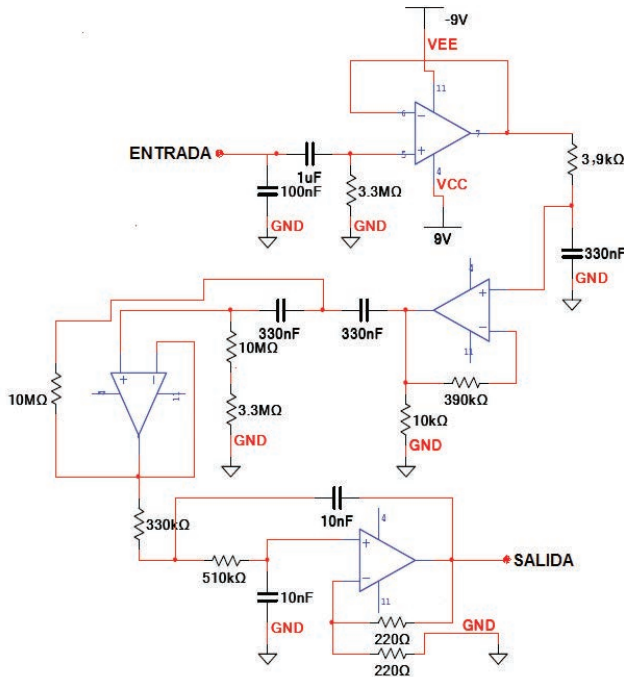


Figura 3. Esquema del filtro pasa banda (0,05hz-125hz)

de voltaje negativo presentes en la señal a la salida de la etapa de filtrado con el fin de realizar la conversión analógica a digital, ya que se realiza solo con las componentes positivas de la señal a digitalizar.

### D. Aislamiento de la señal

El circuito de aislamiento se implementa para garantizar la seguridad del paciente. La seguridad en los aparatos electrónicos destinados a equipamiento médico es crucial porque estos suelen estar conectados durante todo su uso directamente al cuerpo del paciente. El circuito integrado utilizado es un optoacoplador 4n26 (H11A1) el cual se implementó entre la etapa de adecuación y el microcontrolador PIC16F877A (Kinlay, Leitch, & Neil, 1996).

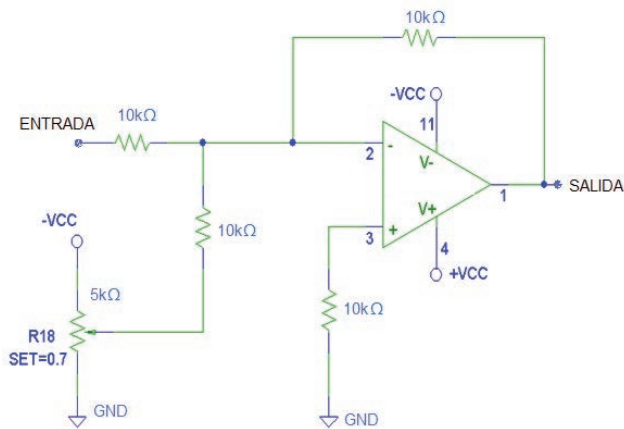


Figura 4. Esquema del sumador de voltaje

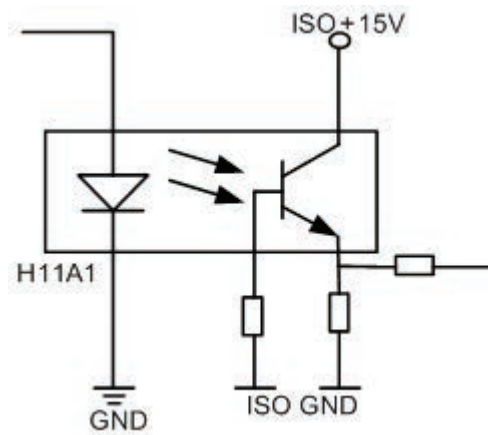


Figura 5. Esquema del circuito para la seguridad del paciente

### E. Amplificación

El circuito amplificador (Figura 6) se utiliza para llevar los valores de la señal a un rango entre los 0 V y 5 V, ya que en estos valores opera el conversor análogo-digital interno en el microcontrolador pic 16f877a.

$$AV=1+ R2/R1 \rightarrow AV=1+ 1,5K/1K \rightarrow AV=2,5$$

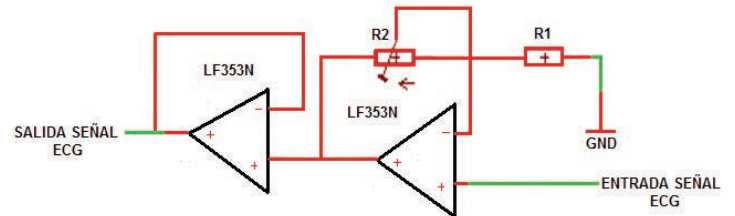


Figura 6. Esquema del amplificador (0V – 5V)

### F. Conversión analógica digital

A través del conversor análogo digital (ADC) del pic16f877a se digitaliza la señal ECG. Esta señal entra por el pin ra0 del puerto 1 del microcontrolador. Una vez digitalizada, se le da un formato serial reconocible por el modulo de radiofrecuencia transmisor. La trama serial va al modulo a través del pin de transmisión serial TXD del PIC 16f877A. Cada trama serial es de 8 bits de datos que se transmiten a una velocidad de 9600 baudios con una tasa de muestreo de 9 k muestras por segundo.

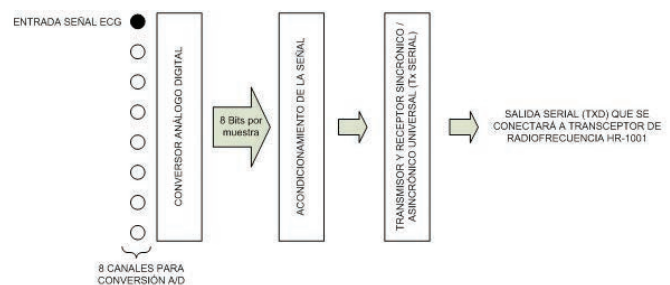


Figura 7. Diagrama del conversor analógico a digital

### G. Transmisor y receptor (Módulos de RF)

Para la transmisión y la recepción de los datos por radiofrecuencia se hizo uso de dos módulos HR-1001, configurados de la siguiente forma:

- Como transmisor (Tx), conectado en serialmente al puerto de transmisión del microcontrolador en la parte de electrocardiógrafo portátil (Tx).
- Como receptor (Rx), conectado al puerto USB de un computador, en el cual se implementó un software para la posterior visualización y almacenamiento (Excel), de la señal ECG.

**Tabla 1.** Configuración de los módulos de radiofrecuencia

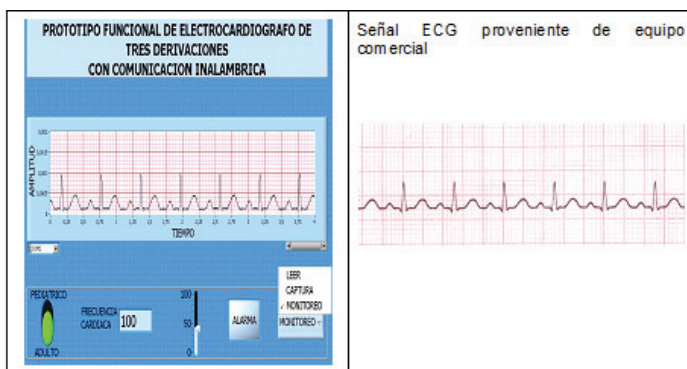
Instrucción técnica	Parámetro
Bit de transmisión	8
Velocidad de transmisión	9600bps
Posición jumper (CBA)	011
Canal de operación	3
Frecuencia de transmisión	431.45MHz

### H. Desarrollo del software de control, visualización y almacenamiento del electrocardiógrafo

Para la visualización y el almacenamiento de la señal ECG se utilizó el software LabVIEW, un sistema de programación de propósito general que incluye librerías de funciones y herramientas de desarrollo diseñadas específicamente para adquisición de datos y control de instrumentos.

## III. Pruebas y resultados

Se realizaron tres tipos de pruebas: pruebas de adquisición de la señal; pruebas de comparación en frecuencia y amplitud para estimar el porcentaje de error que presentó el equipo construido



**Figura 8.** Señales ECG tomadas con el prototipo desarrollado y con un equipo comercial.

en comparación con uno comercial; pruebas de transmisión y recepción de la señal electrocardiográfica.

Para las pruebas de adquisición de la señal se utilizó un simulador de señales LionHeart 3, que permite simular la señal ECG en un equipo comercial y el prototipo desarrollado para comparar los resultados.

Las señales que muestra la Figura 8 fueron adquiridas con el simulador de señales. Dos de ellas se tomaron con un equipo comercial; la otra, con el prototipo de electrocardiógrafo desarrollado en el proyecto.

El segundo tipo de prueba realizado consistió en comparar las señales ECG de un equipo comercial con las del electrocardiógrafo construido en este proyecto y estimar el porcentaje de error producido al realizar diferentes mediciones de la frecuencia cardíaca; para esto se hicieron mediciones de la frecuencia con tres valores diferentes con ambos equipos.

Las Figuras 9, 10 y 11 muestran con claridad dichas comparaciones que miden el porcentaje de error en frecuencia cardíaca de las señales obtenidas de cada equipo.

Otra prueba realizada consistió en determinar el porcentaje de error al medir el nivel de la amplitud de la señal entre el equipo construido y uno comercial. Las pruebas se realizaron a 1 mV, 1.5 mV y 2 mV.

Las Figuras 12,13 y 14 muestran con claridad dichas comparaciones, que miden el porcentaje de error en amplitud de las señales obtenidas de cada equipo.

El proceso para ajustar el porcentaje de error en la amplitud se llevó a cabo a través de una correcta calibración del trimmer, que le da ganancia a la señal a la salida del circuito optoacoplador.

Adicional a las mediciones en frecuencia cardíaca y amplitud de la señal ECG se procedió a escoger dos de entre muchas patologías cardíacas, y se decidió graficarlas para ver la capacidad del equipo a la hora de capturar cualquier eventualidad cardíaca y graficarla en la interfaz gráfica.

Las Figuras 15 y 16 muestran la simulación de una taquicardia auricular y una arritmia sinusal tomadas con el simulador de señales en un electrocardiógrafo comercial y con el prototipo de electrocardiógrafo desarrollado en el proyecto.

Para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo se realizaron también pruebas de transmisión y se analizó el número de errores en la transmisión con respecto a la distancia.

Las pruebas se realizaron con diferentes distancias. La primera a 5 metros en espacio cerrado; no se presentó ningún fenómeno de atenuación de la señal. La segunda a 9 metros

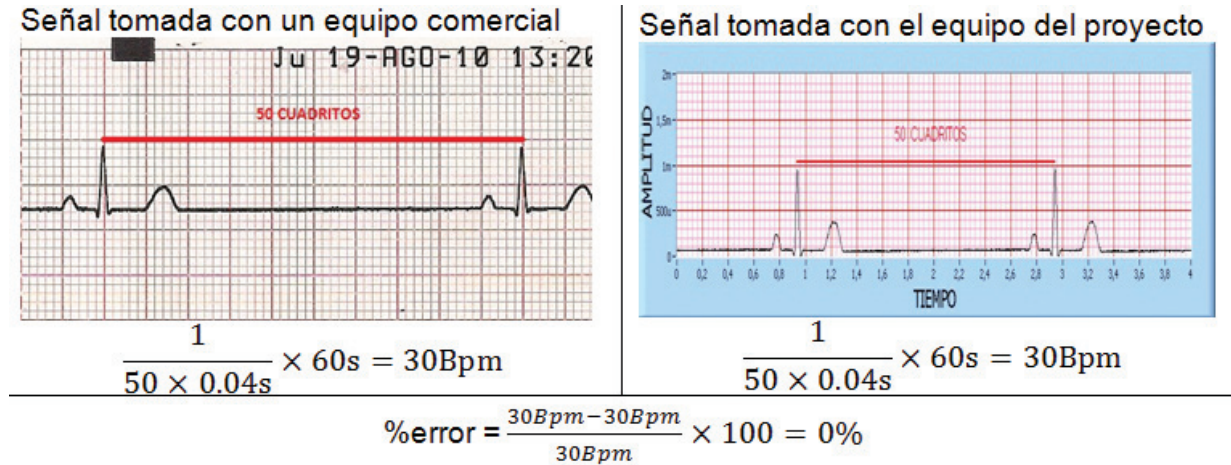


Figura 9. Calculo de error para una frecuencia cardiaca de 30 BPM.

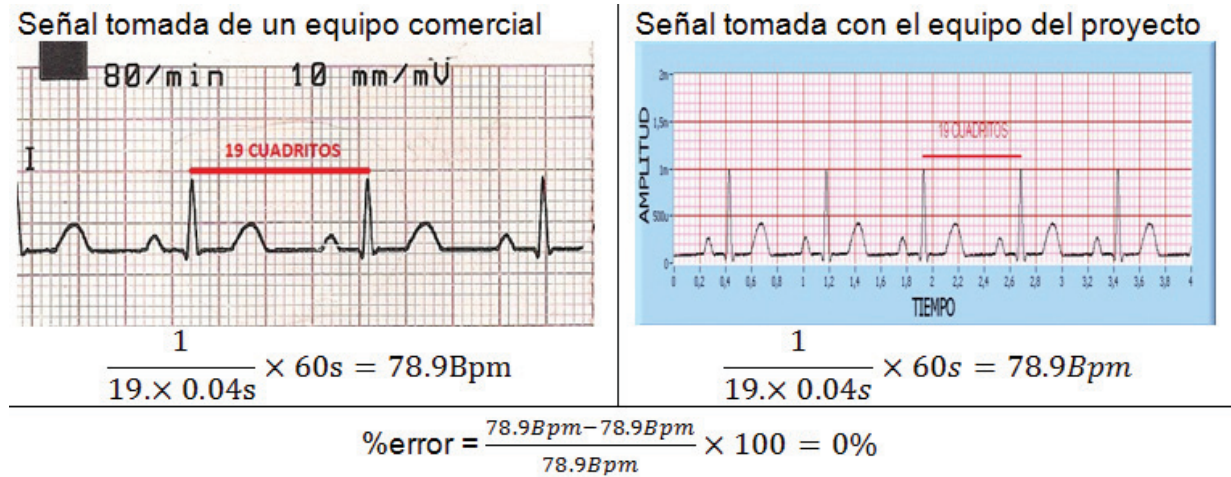


Figura 10. Calculo de error para una frecuencia cardiaca de 80 BPM.

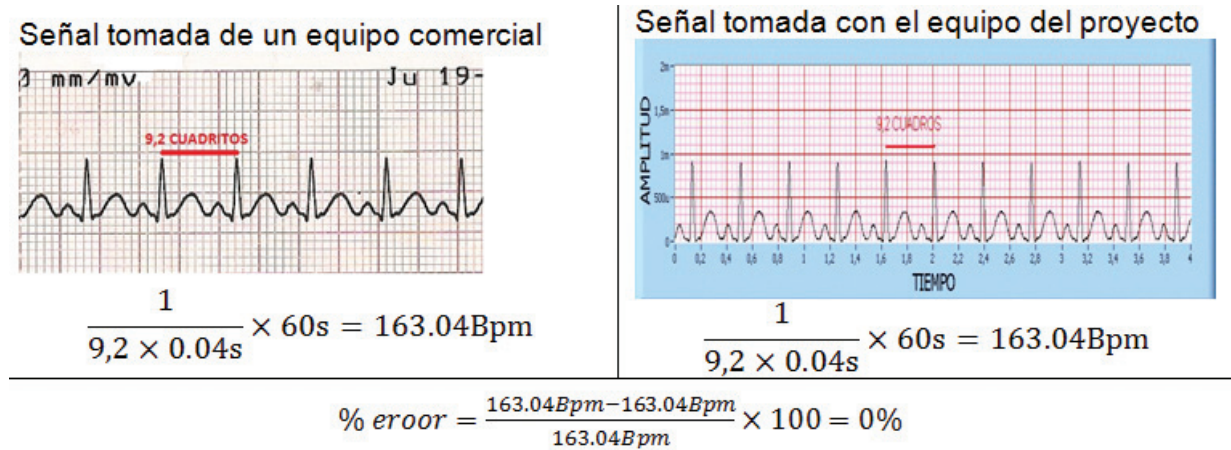


Figura 11. Calculo de error para una frecuencia cardiaca de 160 BPM.

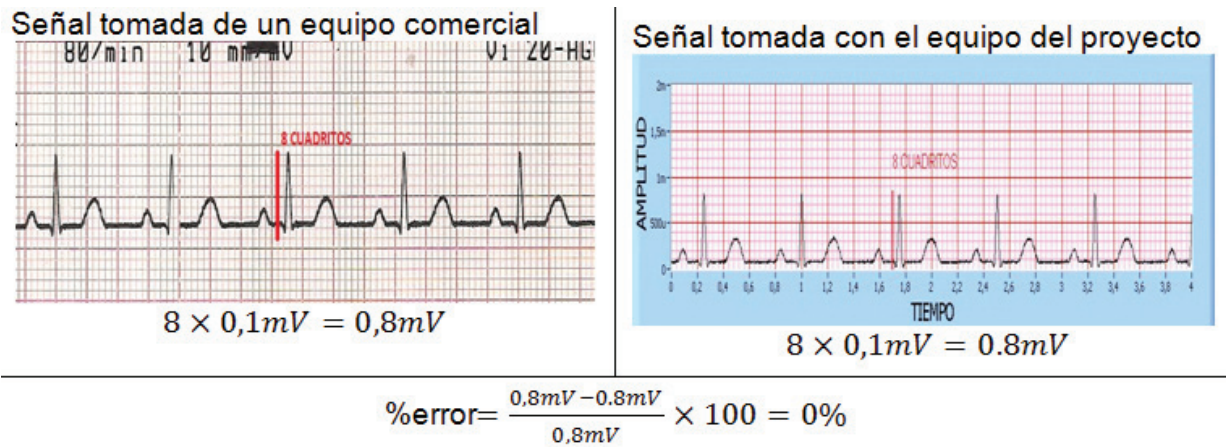


Figura 12. Calculo de error para una amplitud de 1 mV.

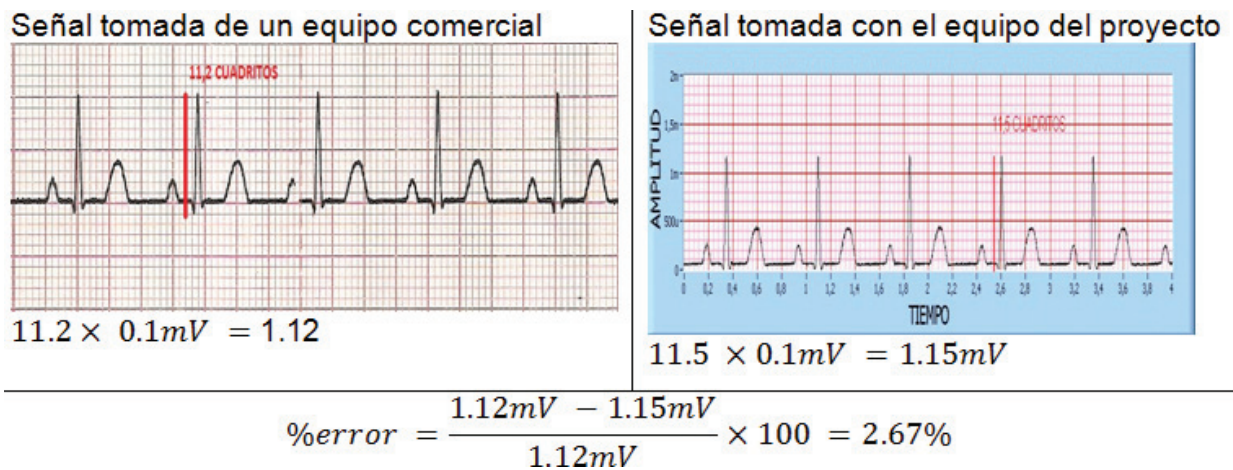


Figura 13. Calculo de error para una amplitud de 1.5 mV.

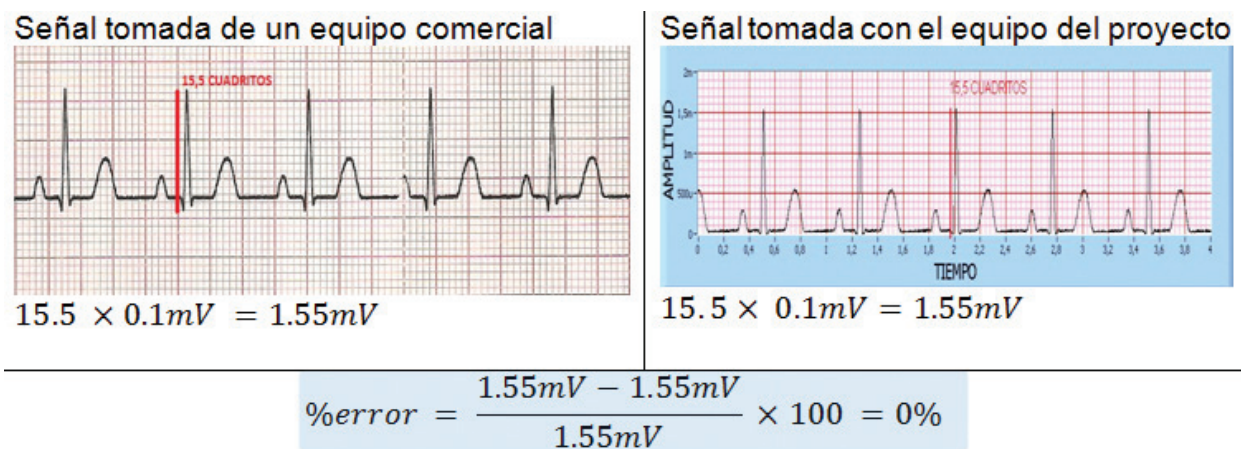


Figura 14. Calculo de error para una amplitud de 2.0 mV.

Señal tomada de un equipo comercial



Señal tomada con el prototipo desarrollado

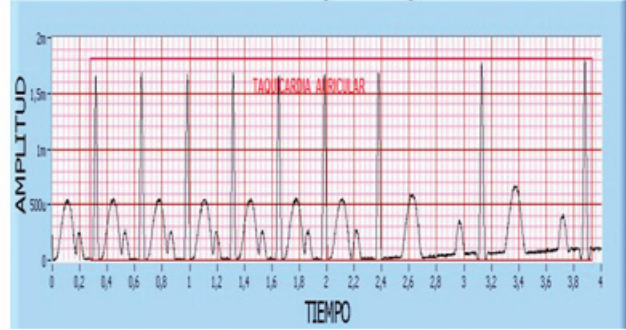


Figura 15. Señal asociada a una taquicardia auricular capturada por un equipo comercial y el prototipo desarrollado.

Señal tomada de un equipo comercial



Señal tomada con el prototipo desarrollado

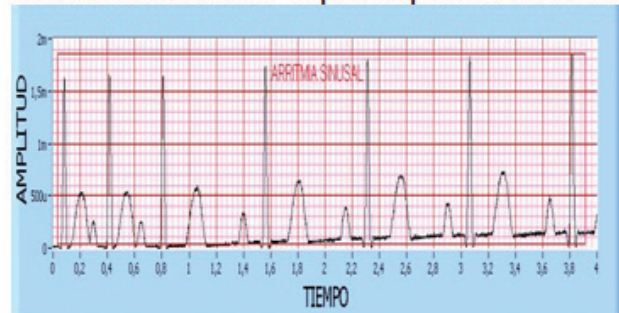


Figura 16. Señal asociada a una arritmia sinusal capturada por un equipo comercial y el prototipo desarrollado.

en espacio abierto y sin interferencia de personas; no presentó ningún fenómeno de atenuación. Después se realizaron pruebas a 11 metros en espacio abierto, luego a 20,5 metros y a 25 metros; no se detectaron errores en la transmisión.

#### IV. Conclusiones

Se construyó un dispositivo capaz de capturar la señal ECG y transmitirla por vía inalámbrica a un computador en el que se pueden visualizar, en su interfaz gráfica, las anomalías cardiacas más comunes, como taquicardias, bradicardias y arritmias, entre otras.

Para el dispositivo desarrollado en este trabajo se implementaron filtros análogos Butterworth de orden cuatro. Debido a la alta selectividad de esta familia de filtros, los resultados obtenidos expresaron una buena eliminación de aquellas interferencias no deseadas en la señal, es decir, de todas aquellas frecuencias que no pertenecieran a un ancho de banda estándar de un ECG (0.005 Hz a 127 Hz).

La utilización de cables apantallados permitió eliminar gran

parte de esas frecuencias indeseadas que se acoplaban a nuestro sistema. De esta forma se mejoró considerablemente la calidad de la señal electrocardiográfica.

En la parte analógica se obtuvo una señal bastante limpia y con un CMRR bastante elevado, alrededor de los 120 dB. Esto fue posible gracias al amplificador de instrumentación (INA128P) que permite una ganancia de 1000 aproximadamente, que corresponde a la ganancia teórica de dicho amplificador.

Se digitalizó la señal electrocardiográfica de modo que se perdiera el mínimo de datos, para lo cual se empaquetó esta información de forma correcta para su transmisión. Esto fue posible gracias a la utilización del microcontrolador pic 16f877A de microchip.

En la etapa de transmisión de la señal se logró obtener un alcance de un radio de 5 metros en espacio cerrado sin errores. En exteriores y con línea de vista se obtuvo un alcance entre 9 metros y 25 metros, para los cuales la señal se recibió continuamente y sin interferencias.

De acuerdo con las pruebas realizadas en frecuencia y

Jiménez, J., Palacios, J., & Potosí, M. (2011). Electrocardiógrafo de tres derivaciones con comunicación inalámbrica.

amplitud y los resultados obtenidos se puede afirmar que el porcentaje de error total que arrojó la medición al realizar diferentes pruebas de variación en la frecuencia cardiaca fue del 0.0%. Y el porcentaje de error total al realizar diferentes pruebas en amplitud de la señal fue del 0,87%.

## Referencias

Association for the Advancement of Medical Instrumentation [AMMI]. (1983). *American Standard for Diagnostic Electrocardiographic Devices*. Recuperado de <http://www.aami.org/&ei=0b6zSrGrG4aUtgfGytmxDQ&csa=X&coi=translate&resnum=1&ct=result&prev=/search%3Fq%3DAAMI%26hl%3Des%26sa%3DG>

Baldoceca, A., Burga, C., Rodriguez, A., & Vivas, R. (2011). *Sistema automático de monitoreo y diagnóstico de signos vitales de pacientes*. Recuperado de <http://www.upc.edu.pe/html/0/0/carreras/ing-electronica/proyectos/MonitordeSenales.pdf>

Caicedo, H., & Salgado, G. (2005). *Herramienta de captura y procesamiento digital de señales electrocardiográficas* [Tesis]. Universidad del Valle: Cali, Colombia.

Kinlay, S., Leitch, J., & Neil, A. (1996). Cardiac event recorders yield more diagnoses and are more cost-effective than 48-hour Holter monitoring in patients with palpitations: A controlled clinical trial. *Annals of Internal Medicine*, 124(1), 16-20. [http://www.annals.org/content/124/1\\_Part\\_1/16.full.pdf+html](http://www.annals.org/content/124/1_Part_1/16.full.pdf+html)

## Curriculums

**John Jiménez Gómez.** Ingeniero Electricista de la Universidad del Valle (1997), Especialista en Docencia para la Educación Superior de la Universidad Santiago de Cali (1999), Especialista en Electromedicina y Gestión Tecnológica Hospitalaria de la Universidad Autónoma de Occidente (2003) y Magíster en Electrónica de la Universidad del Valle (2008). Profesor de la Facultad de Ingeniería y Director Programa de Bioingeniería de la Universidad Santiago de Cali, vinculado al Grupo de Investigación en Instrumentación Electrónica - GIE.

**Juan Carlos Palacios Barco.** Bioingeniero de la Universidad Santiago de Cali (2010). Al momento de la preparación del artículo estaba vinculado al Grupo de Investigación en Instrumentación Electrónica (GIE). Sus áreas de interés son la electromedicina, la gestión tecnológica hospitalaria y el medio ambiente.

**Manuel Alejandro Potosí Moreno.** Bioingeniero de la Universidad Santiago de Cali (2010). Al momento de la preparación del artículo formaba parte del Grupo de Investigación en Instrumentación Electrónica (GIE). Sus áreas de interés son la electromedicina, la gestión tecnológica hospitalaria y la metrología biomédica.