



Sistema para visualización de condiciones cardiovasculares con ECG y Test de esfuerzo

Visual-Monitoring System for Cardiovascular Conditions Using ECG and Stress Test

Anderson F. Sánchez *

Christian C. Valderrama**

Aldemar Fonseca V.***

Fecha de envío: septiembre del 2010

Fecha de recepción: octubre del 2010

Fecha de aceptación: enero del 2012

Resumen

En este artículo se presentan las principales características de un dispositivo capaz de adquirir y mostrar las señales eléctricas generadas por el corazón durante un ECG y en un Test de esfuerzo. Este equipo de análisis cardiovascular consta de 4 derivaciones del ECG estándar, lo que lo hace un sistema portátil, ya que a diferencia de los equipo para la realización de esta prueba que contienen doce derivaciones, su número de derivaciones es mínimo (cuatro derivaciones como se menciono anteriormente). La muestra de los datos se hace en tiempo real y se visualiza en una interfaz de fácil comprensión para el usuario.

Palabras clave:

ECG, condiciones cardiovasculares, Test de Esfuerzo, derivaciones.

Key words:

ECG, cardiovascular conditions, Stress Test, Limb-leads.

Abstract

This paper presents the main characteristics of a device capable of acquiring and showing electric signals generated by heart during an ECG or in a stress test. This mechanism consists of 4 ECG standard limb-leads which make this unit a portable device, unlike the common ECG machines, which use 12 leads. Furthermore, the sampling data is made in a software appliance, allowing users an easy understanding of the graphic interface.

1. Introducción

ECG es un examen cardiovascular en el cual se somete al paciente a un análisis de sus condiciones cardiacas en reposo, a diferencia del test de esfuerzo que se realiza sobre una banda caminadora o en una bicicleta estática. Estos dos tipos de pruebas se realizan con el fin de analizar el comportamiento del corazón en condiciones de relajamiento y de trabajo, casi a su límite. El propósito de estos exáme-

* Tecnólogo en Electrónica. Lugar de trabajo: laboratorio de metrología, Pinzuar LTDA. Correo electrónico: anfasa-ma04@hotmail.com.

** Tecnólogo en Electrónica. Asesor en Allus Global BPO Center. Correo electrónico: valde39@gmail.com.

***Ingeniero Electrónico. Msc (c) en Bioingeniería. Docente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Correo electrónico: afonseca@udistrital.edu.co.

nes es determinar si el paciente sufre de alguna complicación, como lo es la isquemia¹ [1], o algún tipo de arritmia,² [2], que se pueden diagnosticar mediante el análisis de la señal [3].

El sistema desarrollado tiene propósito académico, ya que debido a su bajo costo de producción proporciona un didáctico medio para la enseñanza del protocolo por usar en la realización de un ECG o en un test de esfuerzo y la lectura de las señales obtenidas en los mismos.

Por otra parte, debido a su diseño permite ser utilizado en cualquier lugar, y solo hace falta tener un computador para poder visualizar los datos. Una mirada al estado del arte indica que el dispositivo puede asemejarse al estilo de los desarrollados en por Cardona, Mayoral y Muñoz [4-6], utilizando un *software* propietario como LabView®. Por otra parte, Guía; Garrido; Cañizares y Gómez [7], y Rojas; Herrera; Acuña; Ibargüen y Muñoz [11] se concentran en la transmisión de los datos; mientras, Niño; Avilés; Saavedra; Orjuela y de la Hoz [8], Echenique; Laciari y López [9], y Caicedo; Salgado; Loaiza; Caicedo y Citelli [10], se centran en la portabilidad, y Hernández; Chailloux; Busoch y Ragueiro [5], en el acondicionamiento de la señal; sin embargo, ninguno de los trabajos tiene propósitos didácticos.

El *hardware* está compuesto por cinco bloques de trabajo, los cuales son: captura de la señal, amplificación, filtrado, digitalización y transmisión de la señal cardiaca. Esta señal es visualizada en la interfaz de usuario y la aplicación *software*, sobre métodos desarrollados, como por ejemplo en [12, 14, 15].

El equipo puede ser utilizado en variadas condiciones climáticas, puesto que su rango

de operación se encuentra entre los 0° C y los 70° C. Además, la conexión de los electrodos es muy simple, una derivación en cada extremidad. Así mismo, alimentado con dos baterías de 9 V, lo cual hace que las señales se vean menos afectadas por el ruido de la red.

El objetivo de este escrito es presentar las características del sistema de medición de señales ECG y, de esta manera, explicar su funcionamiento y exponer los resultados obtenidos. El texto se estructura de la siguiente forma: marco de referencia; medición de condiciones cardiovasculares con ECG y test de esfuerzo; sistema de medición; *hardware* y *software* del dispositivo.

2. Marco de referencia

2.1. Definición electrocardiografía

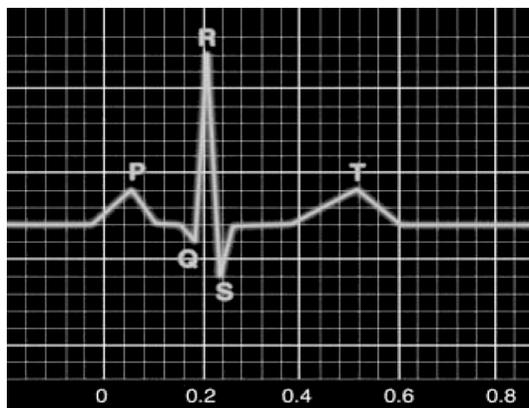
El corazón es un músculo que posee células contráctiles llamadas fibras miocárdicas. El estímulo para su contracción, que es involuntario, se forma en el nudo sinusal para cada contracción cardiaca, y es distribuido por todas la fibras miocárdicas de las aurículas y ventrículos. La presencia del estímulo eléctrico en el corazón crea campos eléctricos cuyos potenciales se transmiten a las estructuras vecinas y llegan hasta los confines tegumentarios del cuerpo, la piel y las mucosas; de allí pueden recogerse, amplificarse y registrarse gráficamente con la ayuda de un instrumento especial. Este es el fundamento de la electrocardiografía.

2.2. Trazado electrocardiográfico

El trazado electrocardiográfico muestra una línea que se ondula formando ondas de contornos suaves, o se angula bruscamente para formar deflexiones de contorno agudo.

1 Isquemia: es la disminución de riego en las arterias que van al corazón. Es identificado por dolor precordial y sensación de ahogo en el paciente por la falta de afluencia de oxígeno al corazón.

2 Arritmia: es un cambio en el ritmo de los latidos del corazón.

Figura 1. Trazado electro cardiográfico

Fuente: elaboración propia.

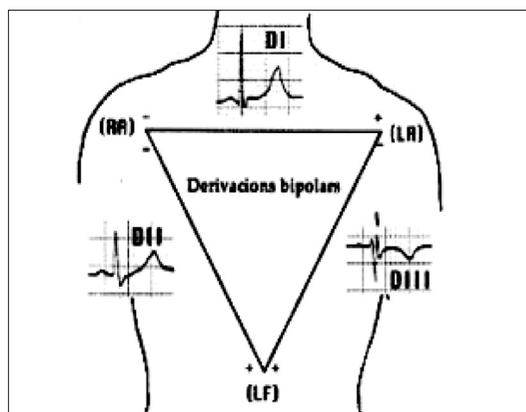
Cada onda o deflexión corresponde a un fenómeno eléctrico definido. Así, la primera deflexión en cada ciclo cardiaco se debe a la activación eléctrica de las aurículas; es una pequeña ondulación llamada onda P (figura 1). La activación de los ventrículos inscribe a continuación de un breve intervalo un complejo de deflexiones rápidas y anguladas, llamado complejo QRS. Cuando el corazón regresa a sus condiciones eléctricas de reposos se presenta una onda de contorno suave, denominada T. Las irregularidades en la forma de esta onda indican problemas del corazón, y las anomalías en los periodos de los segmentos de onda, arritmia [1].

2.3. Derivaciones

Para realizar un ECG se colocan electrodos en el tórax y extremidades del paciente. El estándar es de doce derivaciones, aunque se pueden utilizar cuatro para un examen de control.

2.3.1. Derivaciones bipolares de miembros de Einthoven

Registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos (figura 2).

Figura 2. Derivaciones bipolares miembros de Einthoven

Fuente: http://utesan.com/resources/electrocardiografia_basica_enfermeros+CCOO.pdf

1. D1: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).
2. D2: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-). Esta derivación es la más adecuada para el análisis de la onda P.
3. D3: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).

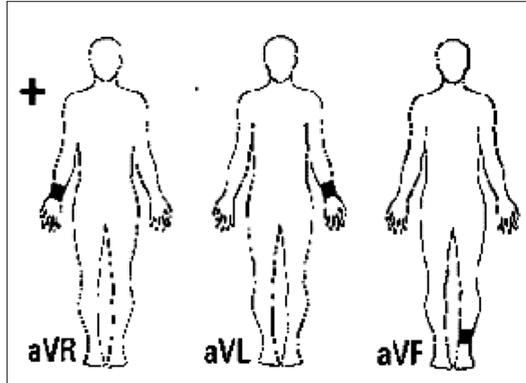
2.3.2. Monopares de Goldberger

Exploran la actividad eléctrica en el plano frontal, desde cada miembro por separado en relación con un electrodo indiferente de voltaje 0V, construido entre las otras tres derivaciones no exploradas (figura 3).

De acuerdo con la Ley de Einthoven:

1. $D2 = D1 + D3$
2. $aVR + aVL + aVF = 0$; siendo aVR potencial del brazo derecho; aVL potencial del brazo izquierdo, y aVF potencial de la pierna izquierda.

Figura 3. Derivaciones monopolares



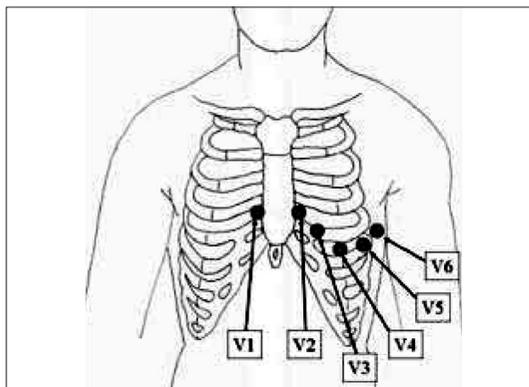
Fuente: <http://galeon.com/medicinadeportiva/CUR-SOECG4.htm>

2.3.3. Precordiales

Sensan también la actividad eléctrica en el plano frontal, y son llamadas V1, V2..., V6, según el orden de su colocación, como indica la figura 4.

En el caso de este dispositivo, se usarán las derivaciones bipolares (miembros de Einthoven), que son las principales, y a partir de ellas se puede diagnosticar un examen de ECG o test de esfuerzo positivo o no. Debi-

Figura 4. Derivaciones precordiales



Fuente: elaboración propia.

do a que estos procesos buscan determinar si el paciente sufre algún problema de isquemia durante las pruebas, las derivaciones por usar informan cualquier tipo de arritmia que pueda tener el examinado.

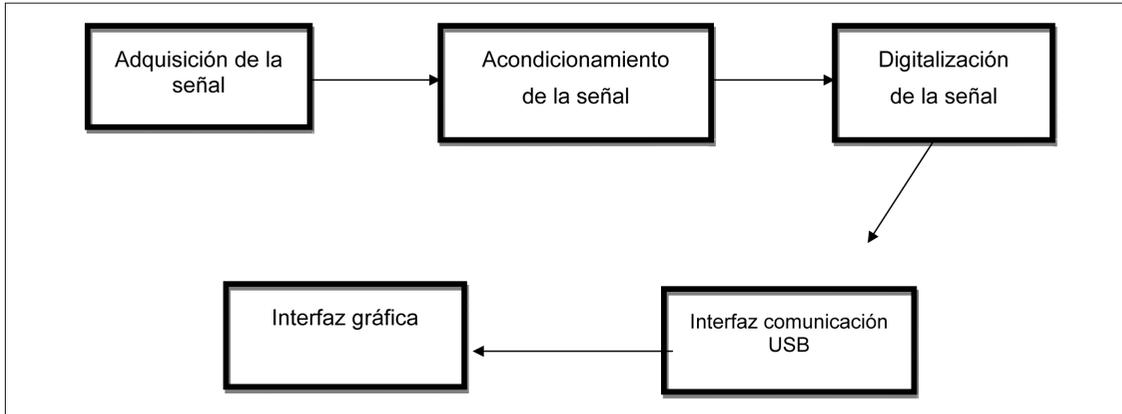
3. Descripción del sistema de medición de condiciones cardiovasculares con ECG y test de esfuerzo

El dispositivo desarrollado tiene como objetivo adquirir y procesar biopotenciales generados por el músculo cardíaco, para luego ser mostrados en una interfaz gráfica [5], [13]. Algunas de sus características técnicas son:

- El *hardware* es de un tamaño reducido, lo cual hace su traslado fácil y de conexión rápida.
- El protocolo de comunicación USB permite que la conectividad de este equipo sea simple y compatible con cualquier tipo de ordenador. Además de eso, la velocidad de transmisión/recepción es más alta que la de otros puertos (superiores a los 400 Mbps).
- El *software* de aplicación del dispositivo permite visualizar las formas cardíacas de una manera comprensible para usuario.
- Para la conexión de los electrodos con el mecanismo se usan cuatro cables para electrocardiografía tipo Din con terminación en broche.

En la figura 5 se muestra el diagrama de funcionamiento del sistema de medición de condiciones cardiovasculares con ECG y test de esfuerzo.

Figura 5. Diagrama de funcionamiento del dispositivo



Fuente: elaboración propia.

4. Hardware del dispositivo

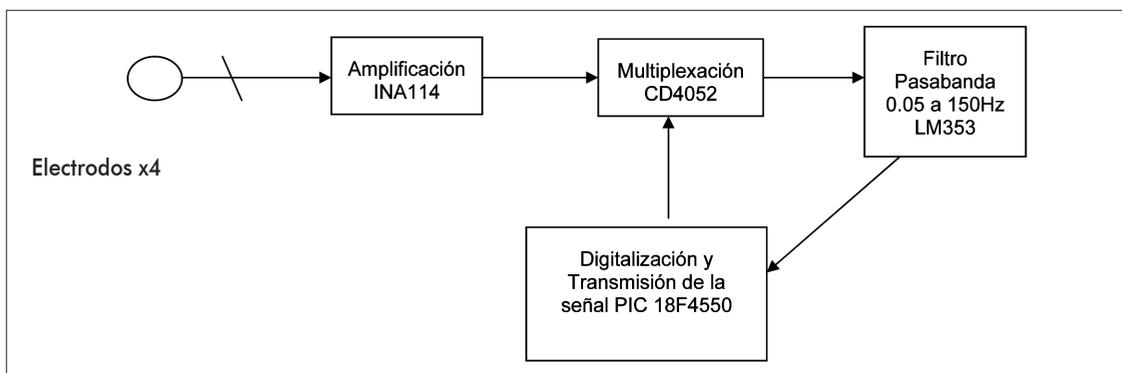
La implementación del *hardware* de este sistema está compuesta por una parte análoga, que es la encargada de la adquisición y el acondicionamiento de la señal cardíaca, y la unidad de digitalización y transmisión de la señal, procesos realizados por el microcontrolador 18F4550 de Microchip, escogido por su módulo de comunicación USB.

A continuación se presenta el diagrama de bloques del *hardware* del sistema.

Como se observa en el diagrama de bloques (figura 6), el *hardware* del dispositivo está conformado por cuatro etapas, las cuales son: amplificación de la señal, multiplexación, filtrado y digitalización y transmisión de la señal cardíaca.

Para la parte de amplificación se usan electrodos de monitorización, con los cuales se capturan los biopotenciales generados por el músculo cardíaco; es decir, hacen de transductor, y así convierten la energía iónica del organismo en energía eléctrica. De ahí pasan

Figura 6. Diagrama de bloques *hardware* del sistema



Fuente: elaboración propia.

por un circuito de protección y acople de impedancia, el cual evita que el paciente reciba una descarga por parte del dispositivo. En las derivaciones RA, LA y LL se usan seguidores no inversores, y para el caso de la derivación RL se usa un circuito conocido como el de la pierna derecha. Estos circuitos brindan protección para el paciente, de manera que no sufra descarga eléctrica alguna, y a su vez minimiza la cantidad de ruido que puede afectar las señales que se amplifican en el siguiente bloque.

Así mismo, en esta parte las señales son pasadas por el Amplificador de Instrumentación INA114, escogido por su bajo costo, alta precisión y alto índice en modo de rechazo común (120 dB). Dicho amplificador se encuentra configurado con una ganancia de 1000, de esta manera, se obtiene una salida de 3 V pp. aproximadamente. Además, el INA114 maneja un bajo nivel de Offset (50 uV max.).

Luego, estas señales son llevadas al Multiplexor Análogo CD4052, que posee ocho canales para multiplexación. Se utilizan los canales X0, X1 y X2, por donde ingresan los voltajes generados por las derivaciones. Con el PIC se controlan los seleccionadores del Mux., A y B, y según la combinación que se elija se obtendrá a la salida, X, alguna de las tres derivaciones. Este componente ofrece una resistencia de canal de máximo 80 ohm. Después de la selección se pasa a la etapa de filtrado.

En la etapa de filtrado es utilizado el amplificador operacional LF353, por su alta impedancia de entrada (10^{12} Ohms). Esta parte está compuesta por un filtro pasabanda de 0,005 Hz hasta 150 Hz, frecuencias entre las cuales se encuentran las señales cardiacas. También se emplea un filtro rechaza-banda a 60hz, que se usa para evitar cualquier alteración de la señal por corrientes inducidas de campos generados por la línea de potencia.

Para el bloque de digitalización y transmisión se escogió el PIC 18F4550 de Microchip por su módulo de comunicación USB; este es muy útil ya que la velocidad de transmisión (hasta 480 Mbps) es superior a la de la comunicación RS-232. Además de eso, el puerto USB utiliza señales digitales TTL, mientras que el serial maneja voltajes de -12 V y 12 V en la comunicación, para lo que se tendría que usar el CI MAX32, haciendo del diseño algo más complejo.

Como se mencionó anteriormente, se usa el PIC como conversor análogo digital y como interfaz de comunicación con el PC. El programa del microcontrolador empieza activando el canal 0 del ADC, por el cual se hace la conversión de la señal proveniente del bloque análogo. Valga aclarar que la selección de la señal, que será tratada, se hace por medio del PIC también, ya que este es el que hace la combinación de A y B en el multiplexor; y de esta manera se escoge la derivación I, II o III. Luego del seleccionador y la conversión, se hace la parte de transmisión de datos por USB. Para esto es necesario configurar el dispositivo, de tal forma que pueda ser reconocido por el computador; es decir, sincronizar los tiempos de transmisión y recepción entre el sistema y el *software*.

5. Software del dispositivo

El *software* de aplicación del sistema de medición de condiciones cardiovasculares permite una interacción sencilla entre el usuario y el dispositivo, ya que su interfaz gráfica es muy fácil de comprender para cualquier tipo de usuario. Por otro lado, dicho *software* presenta ocho botones, los cuales brindan opciones al usuario, como la de ingresar su nombre o comprobar el estado de conexión. También se presenta la oportunidad de pausar la grafica y de esta forma poder tomarse unos segundos

para analizarla, pero la comunicación con el ordenador no es interrumpida. Los otros botones son los encargados de seleccionar la derivación que el usuario desee ver en pantalla.

Las funciones de esta aplicación son:

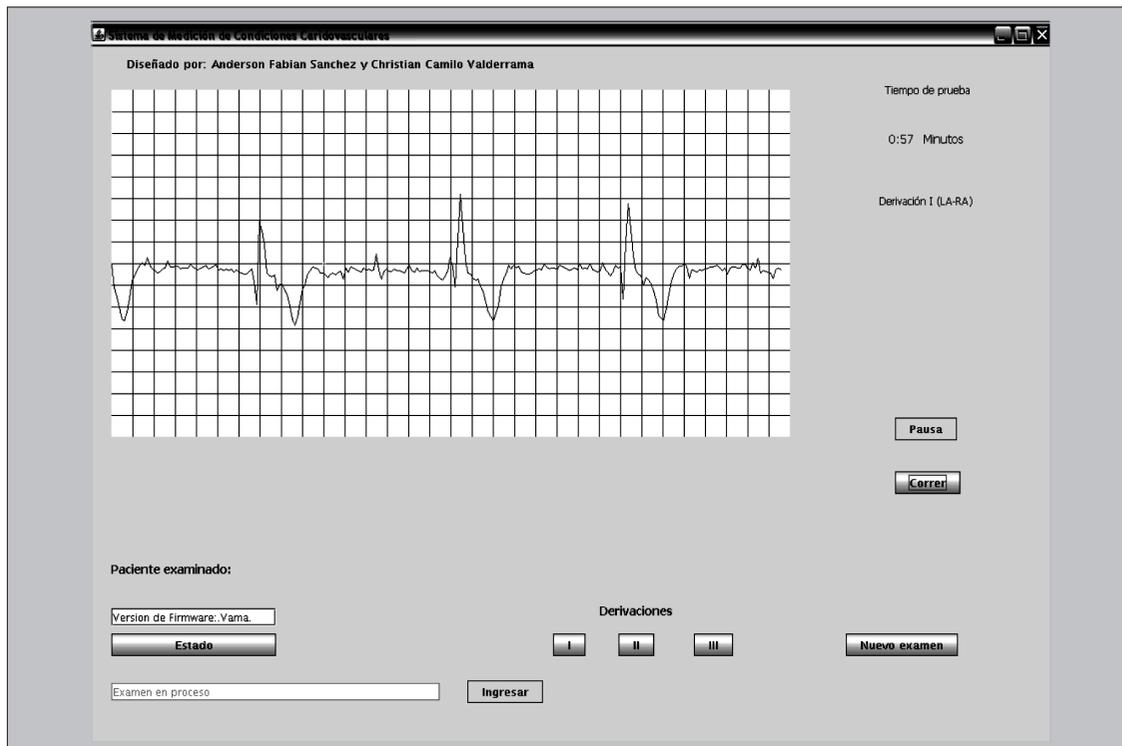
1. Sincronizar la comunicación entre el PC y el microcontrolador, de tal manera que se asegure una llegada de datos confiable.
2. Convertir los datos de entrada en una variable numérica con el fin de poder visualizarla.
3. Esperar que el usuario escoja qué señal quiere ver (I, II o III). Por medio de un botón se hace la selección de cada una y se envían datos hacia el PIC para que haga

la combinación necesaria en el Mux., y así recibir la señal seleccionada.

4. La parte gráfica del *software* simula una hoja milimetrada, lo cual simplifica el proceso de lectura de la señal por parte del usuario.
5. El *software* toma mil muestras por segundo de la señal, de esta manera, garantiza que lo observado es en realidad el biopotencial generado por el músculo cardiaco.

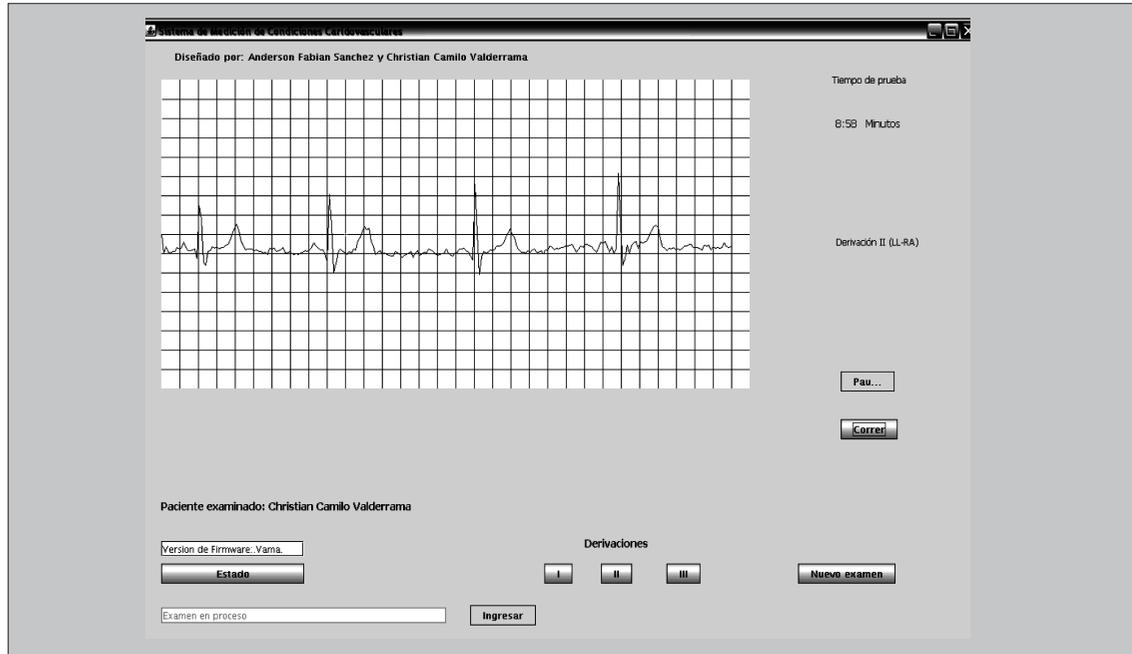
La aplicación es realizada en lenguaje JavaScript, en la plataforma Netbeans 6.5., de uso libre. A continuación, las figuras 7, 8 y 9 presentan las imágenes de las tres derivaciones en la interfaz gráfica.

Figura 7. Visualización en la aplicación de la derivación I



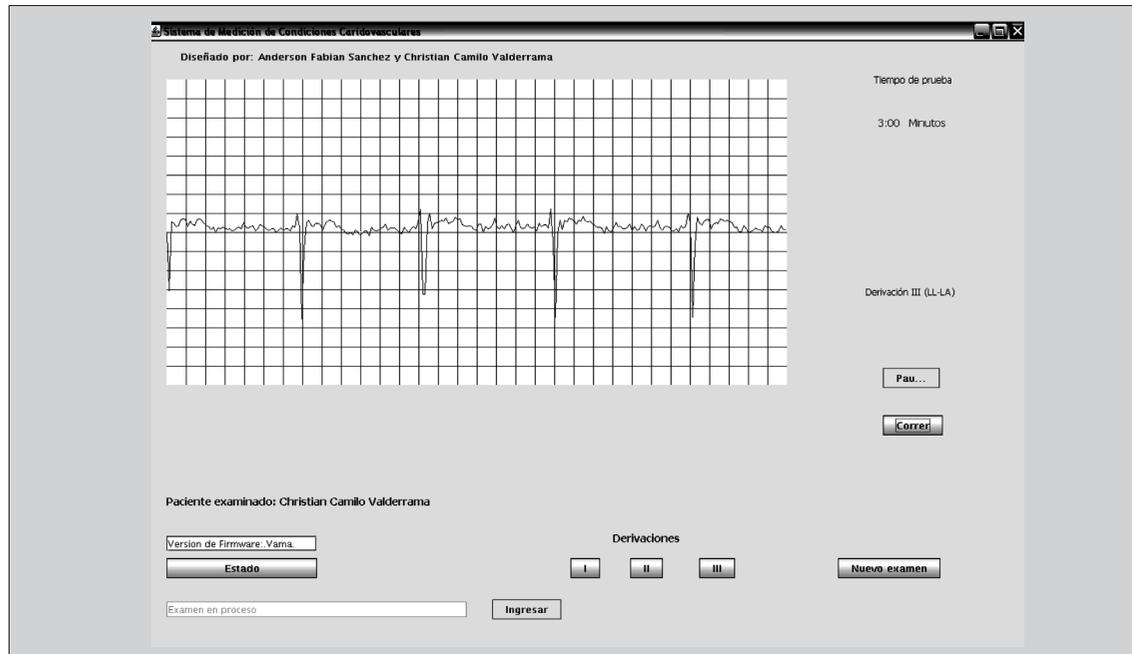
Fuente: elaboración propia.

Figura 8. Visualización en la aplicación de la derivación II



Fuente: elaboración propia.

Figura 9. Visualización en la aplicación de la derivación III



Fuente: elaboración propia.

6. Conclusiones

- El proceso de implementación del sistema está respaldado por un proceso de investigación; luego, el producto o diseño cumple con los términos de referencia. El ruido incidente en las señales es crítico, pero el acoplamiento del circuito de pierna derecha minimiza este problema. Por otra parte, se hizo necesario establecer pruebas de calibración con el filtro notch de 60 Hz, de tal manera que quedara selectivo y que mejorara sin duda alguna la graficación de las señales. El dispositivo, por tanto, no tiene la misma respuesta que uno profesional debido a los componentes usados.
- La visualización de la señal es muy cercana a la real, pero hay que tener en cuenta que el mínimo tiempo de recepción de datos de la aplicación visual es de 1 m. Aunque se hicieron pruebas con tiempos menores (0,25 m y 0,1 m), los resultados en la interfaz gráfica no fueron óptimos.
- Las pruebas de funcionamiento del sistema, antes de su presentación final, se hicieron en cuatro personas. Los resultados fueron satisfactorios, dado que en las cuatro pruebas las formas de onda obtenidas se asemejaron. Por razones fisiológicas de cada sujeto, las ondas cardíacas no podían ser iguales; con este hecho se hace referencia a la amplitud y a los periodos de los segmentos del trazado electrocardiográfico, que varían según las condiciones del paciente. El equipo no presentó ningún problema de tipo eléctrico, y su *software* de aplicación respondió igual al ritmo cardíaco normal y al acelerado. No hubo problemas de recepción de datos.
- Con la realización de esta investigación y su producto se abren las puertas a futuros desarrollos en el campo de la bioingeniería

e instrumentación, el cual no ha sido muy explorado con propósitos académicos, en la Facultad Tecnológica de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Por ejemplo, se podría a partir de este dispositivo desarrollar uno con las doce derivaciones, o se podría hacer una nueva interfaz gráfica con una tarjeta de audio y más opciones para el usuario. También puede ser extendido a la adquisición de otros tipos de señales biomédicas, como por ejemplo cerebrales o musculares.

- El sistema ofrece una solución económica para la academia, es decir, es una alternativa tecnológica para la enseñanza del análisis cardíaco, ya que solo hace falta tener un ordenador para poder usar el mecanismo.

Reconocimientos

Los autores reconocen al grupo de investigación Integra, por orientar este estudio dentro de sus líneas de investigación, así como a las instituciones donde se realizaron las pruebas de campo.

Referencias

- [1]. Libardo J. Melendez V., *Electrocardiografía y Vectocardiografía para principiantes*. Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana. Septiembre, 1972.
- [2]. J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [3]. Family Doctor Website, "Arritmia", Family Doctor Website. [En línea]. Disponible en <http://familydoctor.org/online/famdoces/home/common/heartdisease/basics/286.printerview.html>.

- [4]. P. A. Cardona, V. Mayoral y P. A. Muñoz, *Sistema para el Registro y Visualización de Doce (12) Derivaciones de un Electrocardiograma (ECG)*. Universidad del Quindío, Armenia 2009.
- [5]. Y. Hernández, J. D. Chailloux, C. Busoch y A. Regueiro, "Nuevo sistema de bajo costo para adquisición y acondicionamiento de señales electrocardiográficas," en *Cuarto congreso de la Sociedad Cubana de bioingeniería*. La Habana: Editorial UH, 2001.
- [6]. M. Yapur, J. Rodríguez y W. Gaibor, "Monitor de electrocardiografía a través de una computadora personal," *Revista Tecnológica ESPOL*, vol. 18, no. 1, pp. 53-59, octubre de 2005.
- [7]. M. de la Parte, A. Guía, H. Garrido, M. Cañizares y N. Gómez, "Sistema para pruebas electrocardiográficas," en *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*. La Habana: Editorial UH, 2001.
- [8]. P. Niño, O. Avilés, J. Saavedra, M. Orjuela y M. de la Hoz, "Módulo de adquisición para prueba de esfuerzo cardiovascular (MAPEC)," en *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*. La Habana: Editorial UH, 2001.
- [9]. A. M. Echenique, E. Laciari y N. M. López, "Experiencia de aprendizaje de bajo costo para la adquisición y distribución de señales biomédicas," en *Memorias XV Congreso Argentino de Bioingeniería*. Paraná: Editorial EDUNER, 2005.
- [10]. M. H. Caicedo, G. Salgado, H. Loaiza, E. Caicedo y L. Citelli, "Equipo transportable – Basado en DSP- para el almacenamiento y análisis de señales biomédicas," *Revista Colombiana de Física*, vol. 37, no. 2, pp. 418-425, diciembre del 2005.
- [11]. W. H. Rojas, J. F. Herrera, J. G. Acuña, F. J. Ibarquien y P. A. Muñoz, "Análisis y supervisión de la señal cardíaca con transmisión inalámbrica de datos," *Scientia et Technica*, año XIII, no. 35, pp. 151-156, agosto del 2007.
- [12]. G. Reséndiz, C. Cabrera, F. Romero y R. Quezada. (2004, oct.-dic.) "Diseño y construcción de un electrocardiógrafo," *Episteme* [En línea], 1(2), . Disponible en http://www.uvmnet.edu/investigacion/episteme/numero1-05/reportes/a_diseno.asp
- [13]. D. Cuesta, "Estudio de métodos para el procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas," Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 2001.
- [14]. C. Vidal y L. Pavesi, "Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de de señales electrocardiográficas," *Revista Facultad de Ingeniería*, vol. 13, no. 1, pp. 39-46, septiembre del 2005.
- [15]. K. Gretchen, J. A. Socías y J. E. Monzón, "Adquisición y análisis de ECG con instrumentos virtuales," Universidad nacional del Nordeste. [En línea]. Disponible en <http://www1.unne.edu.ar/cyt/exactas/e-006.pdf>