



Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual

Ing. Roberto Andrés Bistel Esquivel; Ing. Ariel Fajardo Márquez

Centro de Investigaciones en Microelectrónica, CIME. Instituto Superior Politécnico “José Antonio Echeverría”. La Habana. Cuba.

RESUMEN / ABSTRACT

El presente trabajo expone los principales elementos de diseño e implementación de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG. La herramienta empleada como herramienta de programación *LabVIEW 2011* y como elemento de *hardware* una tarjeta de adquisición de datos de la Serie M de *National Instruments*. El sistema ha sido evaluado a través de un Generador de Señales de ECG, que es capaz de reproducir diferentes formas de ondas para calibración de electrocardiógrafos de acuerdo a las recomendaciones de la Comisión Electrotécnica Internacional (*IEC*). La simplicidad, robustez del diseño, bajos costos y adaptabilidad de los módulos implementados para la adquisición de otras señales biomédicas, como la de Electroencefalografía, permiten contar con una herramienta muy útil en tareas de investigación y puesta en marcha de prototipos.

Palabras claves: electrocardiografía (ECG), Instrumentación Virtual, *LabVIEW*, Procesamiento Digital de Señales (PDS), Tarjeta de Adquisición de Datos (TAD).

This paper describes a system using LabVIEW 2011 for ECG signal acquisition, filtering, processing and analysis. M series multifunction data acquisition cards are used for the acquisition of ECG signals and the appropriate software NI-DAQ. The system is evaluated with a custom ECG signal generator, with different calibration signals for electrocardiography indicated in the rules of the International Electrotechnical Commission (IEC). The simplicity, low cost and advantages of this new system respect to classical ECG acquisition allows for the implementation of the tool in other biomedical signal processing applications such as Electroencephalography (EEG).

Key words: electrocardiography – ECG, data acquisition card – DAQ device, digital signal processing (DSP) LabVIEW, Virtual Instrumentation.

Design of a System for Acquisition and Processing ECG's Signals based on Virtual Instrumentation.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) están entre los factores más frecuentes de morbilidad y mortalidad en la población activa. La tendencia actual es al crecimiento, no solo en las grandes economías, sino también en los países subdesarrollados. Actualmente en Cuba son la segunda causa de muerte, aunque en los últimos años representaban el primer lugar^[1].

La señal electrocardiográfica es una variable electrofisiológica que constituye un método de apoyo al diagnóstico clínico y permite obtener indicadores confiables del estado anatómico – funcional del Sistema Cardiovascular. Se materializa mediante dos

electrodos o más colocados sobre la piel en puntos distintos del tórax, obteniéndose de esta forma las correspondientes derivaciones electrocardiográficas.

La actividad eléctrica del corazón es medida por el electrocardiógrafo y plasmada en un electrocardiograma (ECG), que normalmente registra una serie de ondas según los distintos potenciales eléctricos que se forman en el corazón durante un latido. Su ventaja respecto a otras técnicas radica en que no es invasivo y es la forma más sencilla de obtener información de esa excitación. Hoy en día, es el parámetro electrofisiológico que se registra y analiza con mayor frecuencia en los procesos de asistencia médica, ya sea, de carácter primario, urgencias o dentro de la actividad de cirugía y estancia en unidades hospitalarias ^[2] -^[3].

Un trazado de ECG normal se muestra en la Figura 1. Se observa una onda P, un complejo QRS y una onda T. De forma general se considera que en un individuo normal deben estar presentes las siguientes ondas, intervalos, complejos y segmentos:

- Onda P: Inicio de un ciclo o período cardíaco. Dura entre 0,09 s y 0,11 s. Tiene una amplitud aproximada de 0,25 mV.
- Intervalo P-R: Espacio comprendido entre el fin de la onda P y el inicio del complejo QRS. Dura entre 0,11 s y 0,20 s.
- Complejo QRS: Compuesto por una despolarización eléctrica del músculo cardíaco, conocida como depresión u onda Q; una rápida repolarización, que constituye el pico más elevado de la señal, onda R; y otra inversión de la polaridad, dada por la depresión S. Es frecuente que el complejo QRS tenga las ondas separadas: Q, R y S, aunque no siempre ocurre así. Dura entre 0,07 s y 0,11 s. La onda R llega a alcanzar alrededor de 1,60 mV; mientras que la Q es cerca del 25 % de la amplitud de R.
- Intervalo Q-T: Posee una duración entre 0,35 s a 0,44 s.
- Segmento ST: Comprendido entre el fin del complejo QRS y el inicio de la onda T. Suele ser isoelectrónico en los ECG normales. Tiene un intervalo de tiempo de entre 0,05 s a 0,15 s.
- Onda T: De igual polaridad al complejo QRS. Alcanza entre 0,1 a 0,5 mV ^[2].

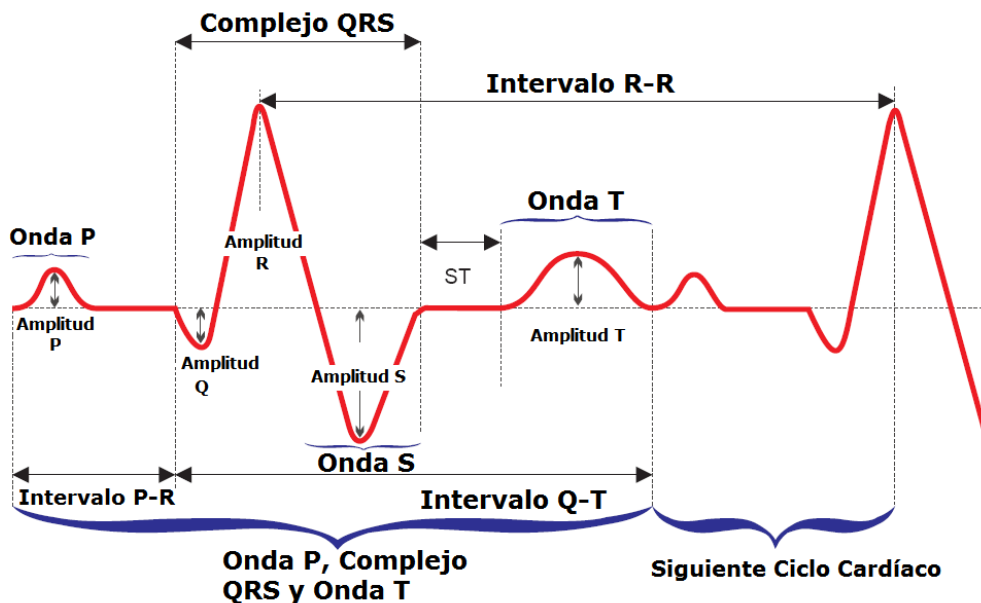


Figura 1 El trazado de ECG y sus formas de ondas más representativas.

Las alternativas de adquisición y acondicionamiento de señal en sistemas comerciales electrocardiográficos son diversas. Típicamente se utilizan en las etapas frontales amplificadores de instrumentación, combinaciones de filtros analógicos de señal (paso alto y paso bajo) y un microcontrolador que incorpore un convertidor A/D de elevada resolución. El microcontrolador debe tener altas tasas de procesamiento de señal, por lo que se recomienda que sea del tipo *DSP*. También debe manejar una memoria de datos no volátil, así como permitir capacidades de visualización, conexión por interfaz a *PC*, transmisión de señales u otras potencialidades ^[2] -^[4].

En este trabajo se presenta un sistema de procesamiento para señales electrocardiográficas, basado en el empleo de una tarjeta de adquisición de datos NI USB-6212 y una herramienta de software diseñada en *LabVIEW 2011* sobre plataforma *Windows®*. La misma consta de etapas de ajuste de nivel, filtrado digital de señal y detección automática de los complejos QRS presentes en la señal de ECG adquirida para el cálculo de la Frecuencia Cardíaca. Además implementa un bloque para la gestión de la información resultante del análisis de la señal y la complementaria del sujeto en estudio, una vez que la misma es almacenada en el disco duro de la *PC*, a partir de la identificación del individuo o la fecha de registro.

El sistema ha sido validado a través del empleo de un generador-simulador de señales de calibración para electrocardiografía [5]. La fácil implementación y reducidos costos de inversión, posibilitan la expansión del módulo a la adquisición y procesamiento de otros biopotenciales, como los correspondientes a electroencefalografía (EEG) y electromiografía (EMG).

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo de la herramienta de *software* para el análisis de la señal de ECG se basó en una primera etapa en determinar las principales características de la variable de interés. A su vez, las potencialidades a incorporar y métodos de procesamiento a utilizar. De esta forma se identificó que el sistema debía poseer los siguientes requisitos:

1. La señal a adquirir tiene una amplitud comprendida entre ± 5 V. Se debe a que se emplea un canal de instrumentación analógico para ECG con estas características. Solamente se toma señal de una derivación electrocardiográfica, típicamente la derivación II.
2. El ancho de banda de la señal será hasta los 150 Hz, con posibilidad de limitarlo a 17 Hz, 40 Hz ó 100 Hz. La frecuencia de corte a las bajas es fijada invariablemente en 0,05 Hz. La Asociación Americana del Corazón (*AHA*, del inglés *American Heart Association*) recomienda 0,05 Hz, debido principalmente a la distorsión de la información ligada al segmento ST, que se produce con frecuencias de corte por encima de 0,1 Hz [6] - [8]. La Figura 2 constituye una representación del ancho de banda empleado en electrocardiografía.

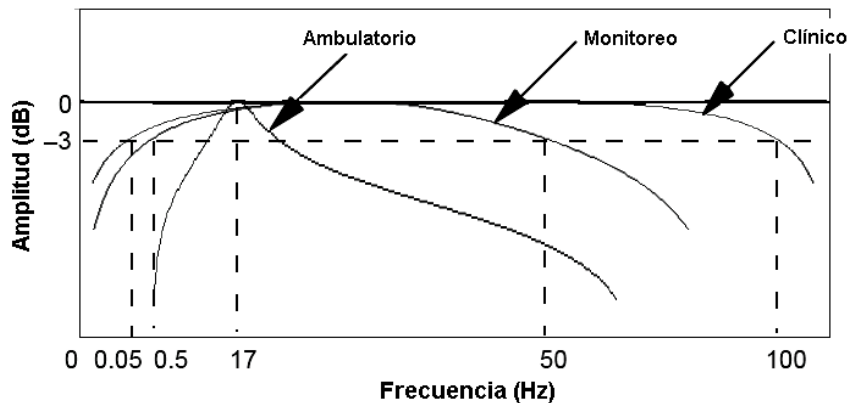


Figura 2 Representación del ancho de banda usado en Electrocardiografía.

3. La frecuencia de muestreo tiene que ser superior a la utilizada usualmente en sistemas ambulatorios de registro de señales biomédicas, más conocidos como Holter, que es de 128 Hz. La conversión analógica - digital tendrá entonces dos valores posibles: 500 muestras/s ó 1000 muestras/s, ambas con una resolución mínima de 12 bits. Con ello se garantiza el cumplimiento del Teorema de Nyquist, aún para la frecuencia de corte a las altas de 150 Hz. Sin embargo, trae consigo un aumento del archivo de registro y que estos contengan un mayor nivel de ruido [2] - [4], [6] - [8].
4. Durante el registro, es necesario graficar la señal en formato tensión contra tiempo, donde ante una expansión del canal de entrada cada una de las derivaciones se identificará por un color específico.
5. Una vez cumplido el intervalo de tiempo establecido para la adquisición o se desee interrumpir la prueba, se debe crear un fichero en formato texto (*.txt) ASCII para *WINDOWS®* tabulado en dos columnas que contengan el tiempo y amplitud de la señal. Cada línea (fila) será terminada por un retorno de carro (ENTER).
6. Como modos de configuración por el usuario serán accesibles la frecuencia de muestreo, frecuencia de corte de los filtros digitales de señal, derivaciones a graficar, tiempo total de adquisición, nombre y localización en memoria del fichero a guardar. Además, posibilidad de incorporar en el mismo la fecha y hora, y otros parámetros (ejemplo: nombre y / o número del sujeto bajo estudio, edad, talla, peso corporal, u otras).

7. Permitir la visualización remota de las gráficas. También el análisis de registros anteriormente almacenados.

Con estos requisitos preestablecidos, se determinó la viabilidad de utilizar la tarjeta de adquisición de datos *NI-USB 6212*. Esta es una *DAQ MIO* (Multifunción) de la Serie M con 16 entradas analógicas (16 bits, 400 kS/s, pueden ser configuradas en cuatro rangos de entrada programable: ± 0.2 V a ± 10 V), 2 salidas analógicas (16 bits a 250 kS/s) y energizada por bus *USB* para una mayor movilidad. De la misma será utilizada solamente un entrada analógica, colocada en modo *RSE* (*Reference Single-Ended input*). Se destaca que usando esta propia *DAQ* se contemplan las futuras expansiones del módulo de adquisición analógico. En la Figura 3 se presenta el diagrama en bloques simplificado del sistema implementado^[9].

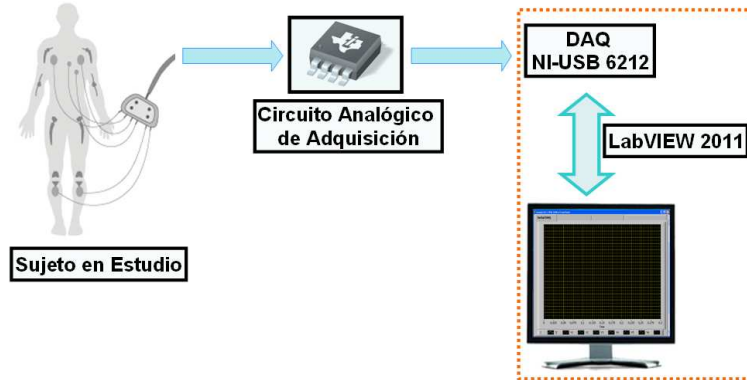


Figura 3 Diagrama en bloques simplificado del Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG.

2.1 INTERFAZ DE USUARIO (PANEL FRONTAL) DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE ECG.

La interfaz de usuario del sistema se conformó de forma tal que permitiese un fácil acceso a los controles. Los asociados con la escritura y lectura de los registros se ubican en el Menú de Archivo, donde se puede modificar la ruta de acceso a los mismos, agregarles la fecha y hora en que se crea el fichero y los datos del sujeto en estudio.

La señal adquirida se muestra en un gráfico independiente a la señal ya procesada. Ambas son visualizadas en el dominio del tiempo, con función habilitada de autoescala. El Menú de Visualización consta de botones con los que se realiza la función de acercamiento (“*zoom*”) en el eje X de tiempo y / o eje Y de amplitud. El Menú de Herramientas dispone de los controles necesarios para la selección del tipo de filtro a utilizar, ajuste de la frecuencia de corte y muestreo. Otros controles e indicadores están presentes en la Interfaz de Usuario, como el que muestra el Valor de la Frecuencia Cardíaca. En la Figura 4 se observa el Panel Frontal del Sistema.

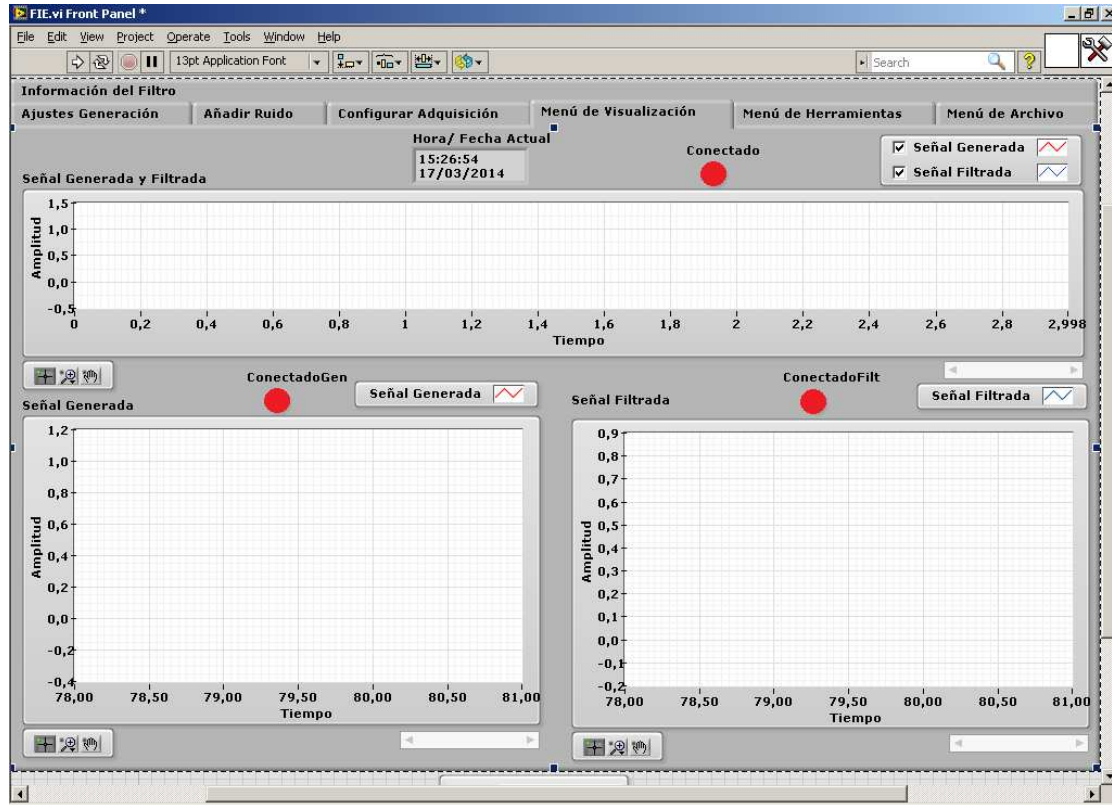


Figura 4 Panel Frontal del Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG.

2.2 DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE ECG.

Como cualquier programa diseñado en *LabVIEW* en el Diagrama en Bloques es dónde se implementan las funciones que el mismo va a realizar. Se optó por realizar el mismo a través de *subVI* que garantizan la organización, legibilidad, portabilidad y modularidad del programa.

Para el módulo implementado se dispuso que el análisis y cálculo de la Frecuencia Cardíaca fuera a través de las ondas del complejo ventricular QRS. La Frecuencia Cardíaca está determinada por la ocurrencia de los complejos QRS, los cuales se caracterizan por un amplio espectro morfológico. La Figura 5 ilustra el proceso general de obtención de la serie RR, que no es más que la serie temporal que indica el intervalo entre dos QRS sucesivos obtenidos a partir de un registro electrocardiográfico [10].

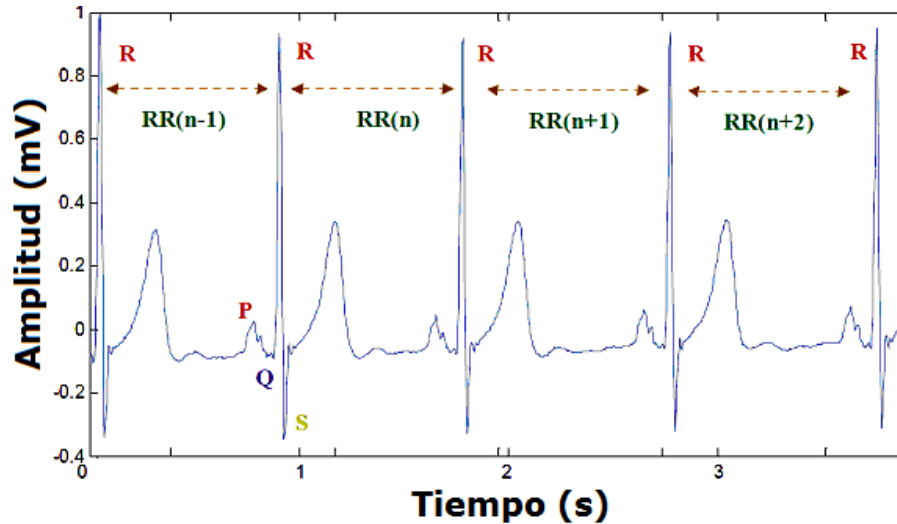


Figura 5 Proceso de obtención de la serie RR a través de un registro de ECG.

Para detectar los complejos QRS se toma la mayor amplitud de la señal, correspondiente al punto R, discriminando las ondas P y T, que tienen un nivel de tensión inferior al complejo QRS. A su vez, como todas poseen igual polaridad, permite realzar sus características frente al ruido de electromiografía (EMG), biopotencial correspondiente al movimiento de los músculos y que tiene un ancho de banda de 20 Hz a 15 kHz. Además se aíslan los ruidos acoplados, comúnmente conocidos como artefactos de movimiento y que se deben a la interfaz electrodo-piel; así como los ocasionados por la deriva de la línea de base, dada por la respiración, con un espectro de frecuencias aproximado de 0,5 Hz. La breve duración de las ondas de un ECG hace que tengan puntos de inflexión muy precisos que se repiten latido a latido. Como la distancia entre dos complejos QRS no siempre es constante, se emplea el promedio de todos los períodos capturados ^{[11]-[14]}.

Por tanto, se colocan dos niveles de tensión como parámetros de comparación. El primero es para identificar el inicio de un complejo QRS y el otro para el final del mismo. El intervalo de tiempo se toma hasta 150 ms ya que los complejos QRS no sobrepasan normalmente esta duración.

Para el cálculo de Frecuencia Cardíaca, conociendo que el período es inversamente proporcional a la frecuencia, si se tiene el intervalo de tiempo transcurrido entre dos complejos QRS consecutivos (dos latidos) se puede conocer sin mayores problemas la frecuencia. El intervalo normal que separa dos complejos QRS sucesivos en un adulto es de aproximadamente unos 830 ms, en tal caso, la Frecuencia Cardíaca típica es de unos 72 latidos por minuto (*bpm*, del inglés *beats per minute*) ^{[2]-[4]}.

El sistema de filtros diseñado cuenta con un bloque que permite eliminar la componente de corriente directa (DC) de la señal de ECG, para así obtener la línea base de la misma. Para lograrlo se usó un filtro no lineal (tipo *IIR*), empleando la mediana enventanada con frecuencias de corte en 0,15 Hz y 0,3 Hz. Así se aprovechan las características ventajosas de los filtros *IIR* para el ruido impulsivo respecto a los lineales ^{[15]-[19]}.

Los restantes módulos de filtrado realizan procesamiento mediante etapas tipo *FIR* o *IIR*, para eliminar ruidos asociados a la interferencia de línea de 50 ó 60 Hz (seleccionable por el usuario), contracciones musculares, ruido de contacto de los electrodos, artefactos por movimiento, u otros. La Figura 6 muestra la distribución espectral de las diferentes señales y ondas presentes en un registro de ECG ^[10].

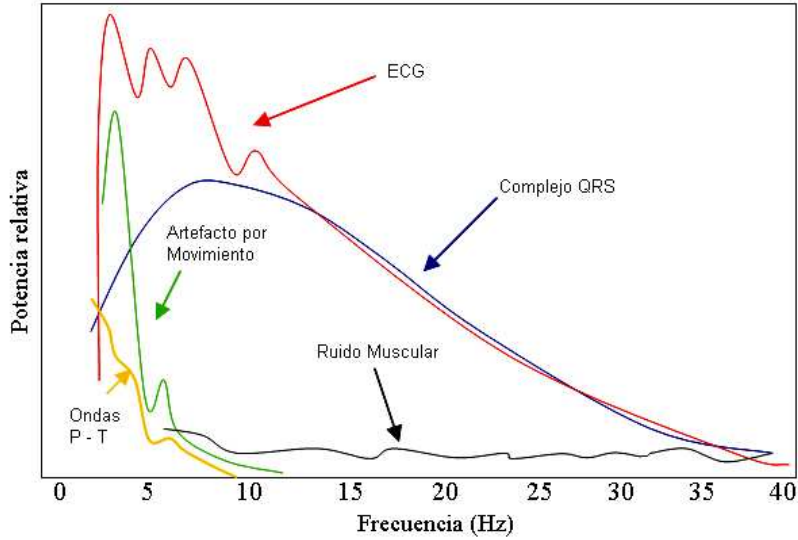


Figura 6 Distribución Espectral de las diferentes señales y ondas presentes durante un registro electrocardiográfico.

Los otros *subVI* tienen como función facilitar la lectura y escritura de los ficheros de datos, y la visualización de las señales. En la Figura 7 se aprecia una sección del programa que ejecuta la selección de los canales de entrada. Se presenta para dos canales de entrada simultáneos y con gráficos de salida independientes uno del otro, pero es fácilmente escalable a un mayor número de canales.

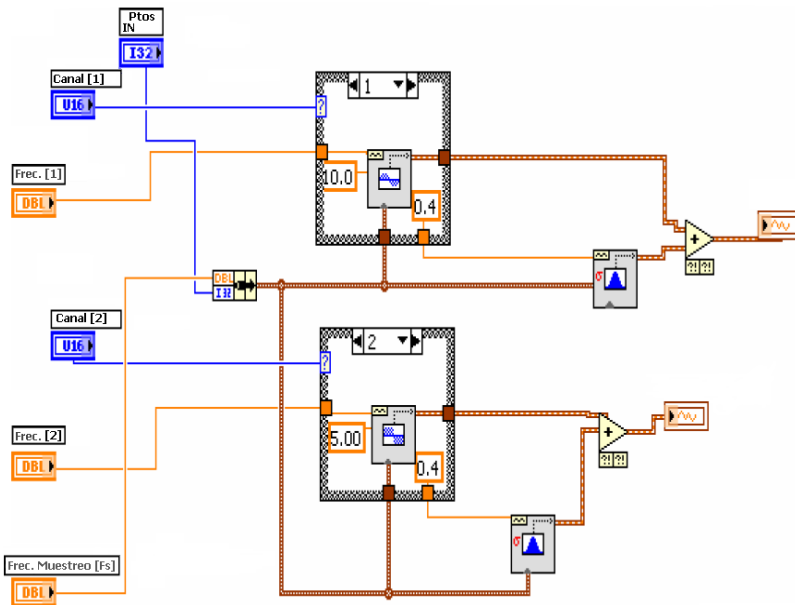


Figura 7 Estructura implementada para la adquisición de dos canales de forma simultánea.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG se ha empleado como etapa previa de una investigación relacionada con el Registro de Biopotenciales en Pequeños Mamíferos. Dado que aún no se dispone de todos los elementos necesarios para la adquisición directa de la señal de ECG en estas especies, como validación de la herramienta diseñada se utilizó “Generador de Señales CALECG V2”.

Este es un instrumento virtual que consta de módulos para la generación de las señales de calibración para ECG dispuestas en la norma internacional *IEC 60601-2-51* y señales de ECG sintéticas. Para las pruebas se empleó una PC con *Microsoft Windows® XP Professional* (Versión 2002, *Service Pack 3*), procesador *DualCore* a 2,4 GHz y 1 GB de RAM. La Figura 8 representa la conexión realizada para las pruebas desarrolladas al Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG ^[5].

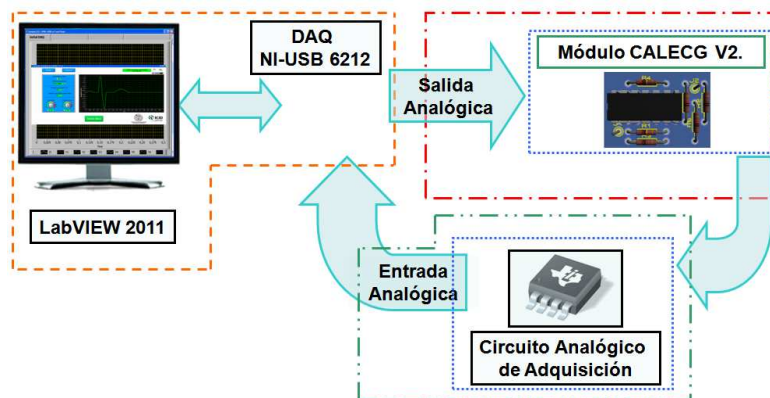
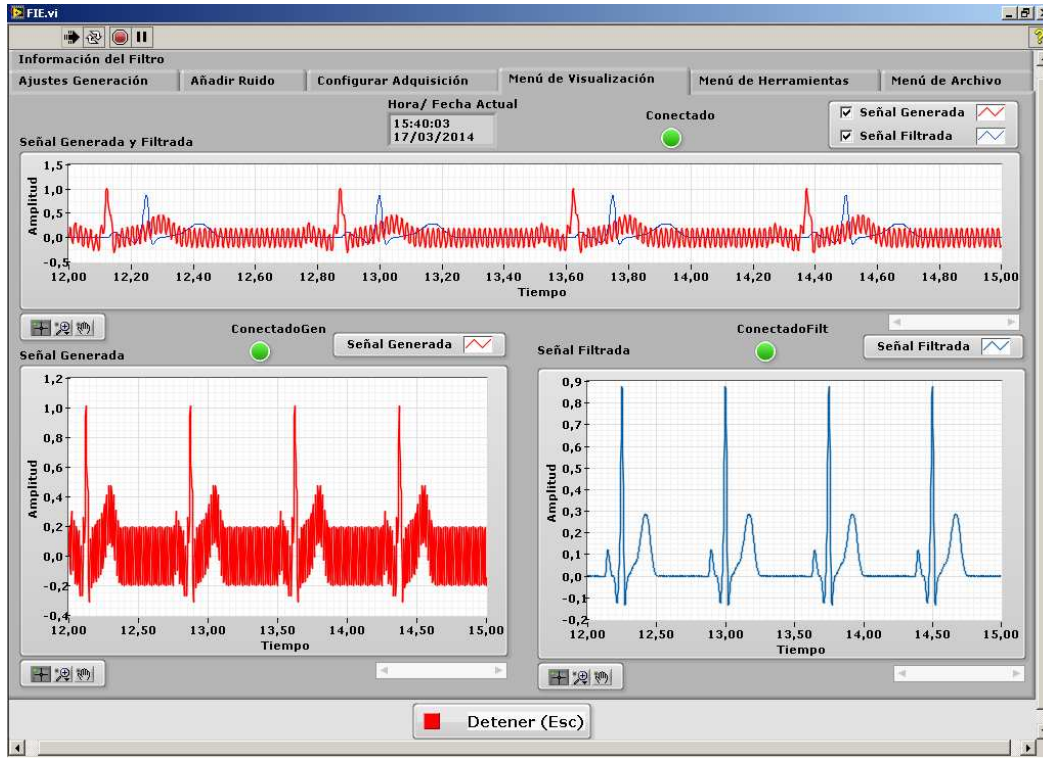


Figura 8 Esquema de conexión implementado para la validación del Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG.

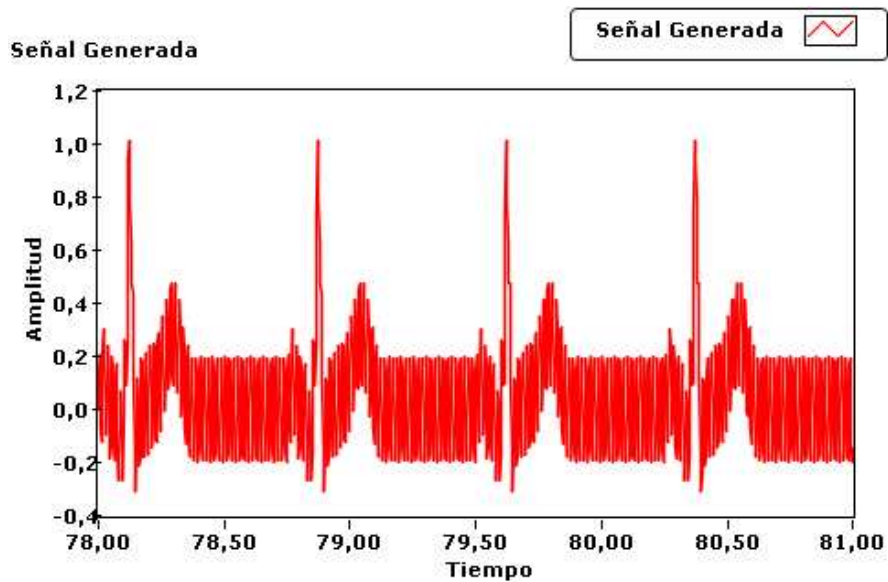
El *software* adquiere y procesa de forma correcta la señal amplificada por el circuito analógico. La señal graficada tiene un total de 10000 muestras, que corresponden a 20 segundos a la frecuencia de muestreo mínima de 500 Hz. Como ya se ha explicado puede ser ampliado para observar con más detalle las ondas componentes del ECG.

El filtro supresor de banda (*IIR*, orden 8, tipo Bessel, con frecuencia de corte a las bajas de 58 Hz y las altas de 62 Hz) implementado para eliminar la interferencia de línea aporta muy buenos resultados. La reducción de otros ruidos contenidos en la señal se logró de forma más eficiente colocando una cascada de dos filtros para conformar un pasa banda. La primera etapa es un paso alto lineal (tipo *FIR*) con frecuencia de corte en 0,05 Hz. La segunda, es un paso bajo *FIR* con frecuencia de corte en el límite impuesto por el usuario, por ejemplo 40 Hz. Estos bloques acentúan el filtrado realizado en el módulo analógico de acondicionamiento.

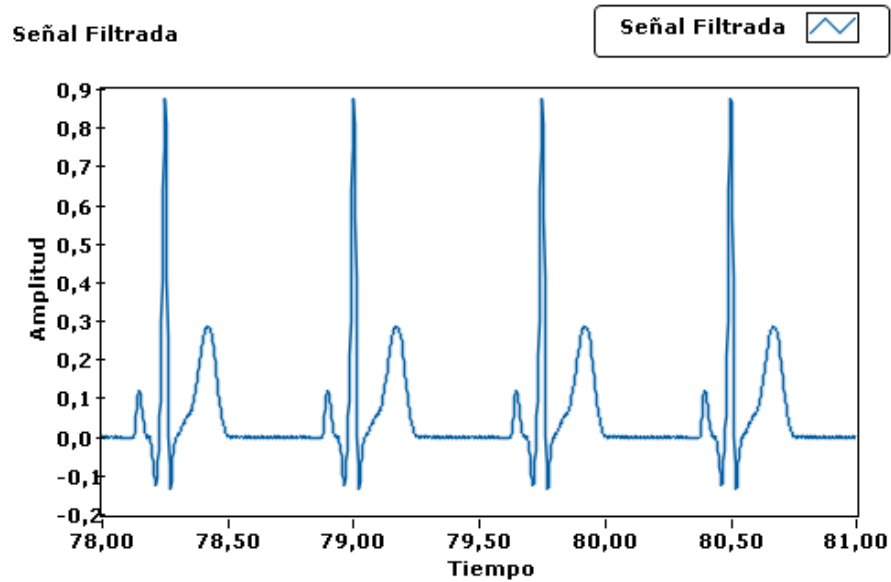
A continuación se ubica un filtro promediador por ventana deslizante Hanning. La forma de realizarlo es separando las componentes de frecuencias inferiores (ondas P y T) que son las que tienen mayor amplitud de ruido, de las componentes de alta frecuencia (complejo QRS) que prácticamente no presentan ruido. Todos estos procesos se realizan en tiempo real. En la Figura 9 se presentan los resultados del *subVI* encargado del filtrado de señal.



a)



b)



c)

Figura 9 a) Menú de Visualización de “Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG”. b) Señal de ECG sintética generada hacia la salida analógica de la DAQ por “Generador de Señales CALECG V2”. c) Señal de ECG adquirida y procesada por “Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG”. Nota: La imágenes b) y c) fueron exportadas desde los gráficos correspondientes de LabVIEW.

La funcionalidad de visualizar y transmitir vía LAN la señal adquirida, filtrada y cantidad de latidos por minuto se desarrolló con las funciones de *LabVIEW Web Publishing Tool* y las de *DataSocket* de la Paleta *Data Communication*. El archivo de datos ocupa un espacio aproximado en memoria de 12 kB, para una frecuencia de muestreo de 500 Hz, intervalo mínimo de adquisición de 10 segundos y registro de una sola derivación.

Para validar el algoritmo de Cálculo de la Frecuencia Cardíaca a partir de la detección de los complejos QRS se emplearon las Señales de Calibración (CAL) dispuestas en el Estándar Internacional IEC 60601-2-51. Estas poseen diferentes amplitudes máximas para el complejo QRS (primeros dos números en la nomenclatura empleada). Las señales CAL se construyen de forma tal que se definan todos los segmentos e intervalos de un ECG (P, Q, R, S y T). En la Figura 10 se observan las formas de ondas empleadas para obtener la exactitud asociada al Cálculo de la Frecuencia Cardíaca^[6].

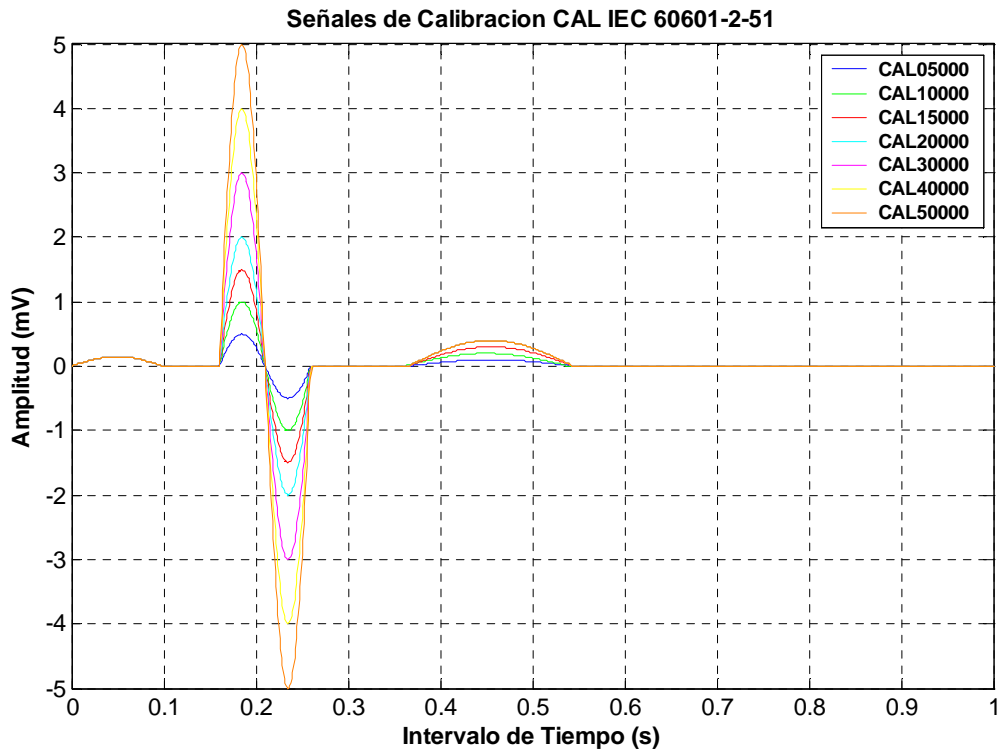


Figura 10 Señales de Calibración *IEC 60601-2-51* utilizadas para el Cálculo de la Frecuencia Cardíaca.

La Tabla 1 recoge los valores porcentuales de las pruebas realizadas con seis señales de calibración *IEC 60601-2-51* para diferentes frecuencias o latidos por minuto generados. Cada una de las pruebas fue realizada cinco ocasiones con intervalos de duración del ensayo preestablecidos de uno, tres y cinco minutos con una frecuencia de muestreo en la adquisición de 1000 Hz. No le fue añadido ruido a las señales generadas.

Tabla 1 Valores porcentuales (%) de complejos QRS detectados para diferentes Señales de Calibración IEC 60601-2-51.

Señal CAL IEC 60601-2-51	Frecuencia Cardíaca Generada (<i>bpm</i>)	% de Latidos Adquiridos (%)
CAL 05000	60	93,6
	80	93,3
	100	93,1
CAL 15000	60	93,8
	80	93,6
	100	93,3
CAL 20000	60	94,3
	80	94,1
	100	93,9
CAL 30000	60	94,8
	80	94,6
	100	94,2
CAL 40000	60	95,4
	80	95,3
	100	94,9
CAL 50000	60	95,7
	80	95,7
	100	95,4

En la Tabla 1 se aprecia que un aumento de la frecuencia original de generación de las señales CAL, que es de 60 *bpm*, trae aparejado una disminución de la exactitud. El indicador que muestra el valor de la Frecuencia Cardíaca es actualizado cada doce (12) segundos de adquisición de señal, ya que es donde el algoritmo aporta los menores errores. En ningún momento se alcanzaron resultados superiores de latidos adquiridos que los generados.

Los errores más elevados se obtuvieron para las señales de menor amplitud del complejo QRS, como son las señales CAL05000 y CAL15000. Además trabajar con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, es un factor que condiciona de forma evidente la precisión en la determinación de la posición de los latidos, y en consecuencia de la serie RR que conduce al Cálculo de la Frecuencia Cardíaca.

El problema de la elección de una frecuencia de muestreo óptima para la determinación de la secuencia RR se realiza siguiendo recomendaciones de expertos. Para localizar las crestas R de la señal cardíaca, se han publicado algunos estándares voluntarios, satisfactorios en términos de relación señal/ruido, rechazo a modo común y ancho de banda ^{[7], [20] - [24]}.

Por tanto, una forma directa de disminuir el error por mala determinación de la serie RR es elevar la razón de muestreo a más de 1000 Hz. Ello se puede lograr en la aplicación final de Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG, ya que en esta no estaría incluida la generación simultánea de las señales CAL.

Es evidente que el trabajo paralelo de los Instrumentos Virtuales “Generador de Señales CALECG V2” y Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG, trae consigo que las tareas se realicen con pérdidas de la capacidad de trabajo en tiempo real. La simultaneidad de estos dos *VI*'s que consumen recursos propios de la interfaz *USB* donde está conectada la *DAQ NI-USB 6212* y el trabajo de otros servicios del Sistema Operativo *Windows®* de la *PC* donde se ejecutaron las pruebas disminuyen el rendimiento significativamente.

Otras técnicas de identificación como las “*wavelets*” permitirían optimizar el algoritmo de detección de la serie RR, aumentando la fiabilidad del sistema. Las “*wavelets*” se encuentran implementadas en *LabVIEW* y no traen una elevación considerable del costo computacional.

Los estándares internacionales que incluyen el Cálculo de la Frecuencia Cardíaca permiten un mínimo de exactitud del 90%, por lo que en este aspecto el Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG se comportó de forma correcta, al obtenerse un valor promedio de 94,38 %. Sin embargo, resulta necesario adicionar ruido a las señales para comprobar las opciones de

filtrado de señal junto al cálculo de la frecuencia cardíaca y comprobar el método utilizando archivos de las bases de datos *MIT-BIH* y *CSE MULTILEAD ATLAS*, que incluyen un gran número de registros clasificados por patologías, grupos de edades y sexo. Las señales que se obtienen de *MIT-BIH* y *CSE* sirven para caracterizar al electrocardiógrafo en cuanto a sus posibilidades diagnósticas, obteniéndose un criterio de clasificación de los algoritmos de detección del sistema diseñado^{[6], [13], [25] – [29]}.

4. CONCLUSIONES

El Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de ECG permite visualizar de forma correcta la derivación electrocardiográfica adquirida por la *DAQ*. Mediante la utilización de la *NI-USB 6212* se obtiene un sistema de elevada portabilidad y con características técnicas superiores a las especificaciones internacionales. Las recomendaciones de las agencias reguladoras y las normas propias de sistemas para ECG, disponen que el conversor A/D tiene que ser superior a 8 bits y la frecuencia de muestreo por canal sea como mínimo de 500 Hz^{[2] – [4], [9], [14]}. En el Sistema diseñado estos valores son 12 bits y 1000 Hz, respectivamente. La facilidad de aumentar el número de canales y frecuencia de muestreo en las secciones correspondientes del *software* en *LabVIEW*, también justifican el empleo de esta tarjeta de adquisición de datos. Además, realizando pequeñas modificaciones a los parámetros pre-configurados es posible procesar otras señales biomédicas, como son las de EEG, EMG, Tensión Arterial y Temperatura.

La señal procesada a través de los filtros digitales implementados es morfológicamente correcta. El Módulo de Cálculo de Frecuencia Cardíaca aporta resultados favorables, comportándose con un valor promedio de exactitud de 94,38 %, que es superior al 90 % establecido por las normas internacionales. Los resultados del procesamiento de la señal, junto a informaciones adicionales del sujeto bajo estudio se almacenan en un archivo de texto, permitiendo un análisis más complejo cuando el operador lo desee. Los datos se pueden importar a otras herramientas informáticas, como *Excel* o *MatLAB*, para realizar procesamientos estadísticos u otros.

Es importante destacar que los módulos diseñados solamente utilizan las funciones básicas disponibles en *LabVIEW*. Las herramientas de *National Instruments NI LabVIEW Biomedical Toolkit 2012* y *NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite II (NI ELVIS II)* no son empleadas. El coste inicial de *LabVIEW Professional* es \$ 4949.00 USD, por lo que no existen licencias registradas válidas del distribuidor en nuestro país. Por tanto, no se admite la descarga gratuita de los sistemas mencionados y resulta prácticamente prohibitivo a nivel de investigaciones y desarrollo de prototipos asumir el costo de ellos. Actualmente, existen a nivel internacional otras herramientas para el análisis de señales biomédicas, pero sus precios son superiores a los \$ 650.00 USD.

REFERENCIAS

1. **República de Cuba. Ministerio de Salud Pública.** Dirección Nacional de Registros Médicos y Estadísticas de Salud. "Anuario Estadístico de Salud 2012." pp. 12, 31. ISSN 1561-4425. La Habana. Abril de 2013.
2. **Berbari, E. J.** "*Principles of Electrocardiography*." in *The Biomedical Engineering Handbook*. Second Edition. Chap.: 13. Ed.: Bronzino, Joseph D. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC. ISBN: 0-8493-0461-X. 2000.
3. **Nazeran, H.** "*Electrocardiography, Computers in*" in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Second Edition. Vol. 3. Ed.: Webster, J. G. Hoboken. pp. 34-53. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 13 978-0-471-26358-6. 2006.
4. **Clifford, Gari D.; and Oefinger, Matt B.** "*ECG Acquisition, Storage, Transmission, and Representation*." in *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Ed.: Clifford, Gari D; Azuaje, Francisco; and McSharry, Patrick E. Chap.: 2. pp. 27-53. Boston, USA: Artech House, Inc. ISBN: 13: 978-1-58053-966-1. 2006.
5. **Bistel, Roberto A.; Fajardo, Ariel; Fernández, Arlem; Valdés, Enrique E.** "Diseño de un Instrumento Virtual para la Calibración de Sistemas Electrocardiográficos" *Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones (RIELAC)*. Vol. XXXIV 2 / 2013 p.19-35. Mayo – Agosto. ISSN: 1815-5928.
6. **Bistel, Roberto A.** "Diseño de un Instrumento Virtual para la Calibración de Sistemas Electrocardiográficos" Tesis de Diploma para Optar por el Título de Ingeniero en Biomédica. Centro de Investigaciones en Microelectrónica (CIME) – Instituto Central de Investigación Digital (ICID). Facultad de Ingeniería Eléctrica, Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" (ISPJAE). La Habana, Cuba. 2012.
7. **Bailey, JJ; Berson, AS; et al.** "*Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association*." *Circulation*. 81 (2): 730-739. Print ISSN: 0009-7322. Online ISSN: 1524-4539. American Heart Association. 1990.
8. **Webster, John G.** "*Medical Instrumentation Amplification and Design*." Second Edition. Chap.: 1, 4, 6. Boston, USA pp. 21, 175, 321. ISBN: 0 – 395 – 59492 – 8. 1992.
9. **INTERNATIONAL STANDARD, IEC 60601-2-25.** "*Medical electrical equipment – Part 2-25: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographs*." Second Edition. IEC 60601-2-25:2011. Geneva. October 2011.

10. **National Instruments Corporation.** "*NI USB-621x Specifications.*" Department of Technical Communications. Austin, Texas. USA. March 2008.
11. **Sánchez Morillo, Daniel.** Procesado y Transmisión de Señales Biomédicas para el Diagnóstico de Trastornos y Enfermedades del Sueño. Tesis Doctoral. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Tecnología Electrónica y Electrónica. Escuela Superior de Ingeniería, Universidad de Cadiz. Febrero 2008.
12. **Kańtoch, E.; Jaworek, J.; and Augustyniak, P.** "*Design of a wearable sensor network for home monitoring system.*" in Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems. pp. 401–403. ISBN: 978-83-60810-22-4. October 2011.
13. **Channappa Bhyri; Kalpana.V; S.T. Hamde; and L.M. Waghmare.** "*Estimation of ECG features using LabVIEW.*" TECHNIA – International Journal of Computing Science and Communication Technologies. Vol. 2. No. 1. ISSN: 0974-3375. July 2009.
14. **The CSE Working Party.** "*Recommendations for Measurement Standards in Quantitative Electrocardiography.*" European Heart Journal. Vol. 6. pp. 815-825 © European Society of Cardiology. 1985.
15. **Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and electrophysiology.** *Heart Rate Variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use.* European Heart Journal. 17:354-381. 1996.
16. **Łęskia, J.; and N. Henzel.** "*ECG baseline wander and powerline interference reduction using nonlinear filter bank.*" Signal Processing. Vol. 85. pp. 781-793. 2005.
17. **Seema Nayak; Dr. M. K. Soni; and Dr. Dipali Bansal.** "*Filtering Techniques for ECG Signal Processing.*" International Journal of Research in Engineering & Applied Sciences. Vol. 2. Issue 2. pp. 671-679. ISSN: 2249-3905. February 2012.
18. **Himanshu S., Kumar; J. S. J. Ashok, V.; and Juliet, A. V.** "*Advanced ECG Signal Processing using Virtual Instrument.*" International Journal of Recent Trends in Engineering and Technology. Vol. 3. No. 2. 2010.
19. **Shuran Quin; Zhong Ji; and Hongjun Zhu.** "*The ECG recording and analysis instrumentation based on virtual instrument technology and continuous wavelet transform.*" Proceedings of 25th Annual International Conference of the IEEE EBMS. pp. 3176-3179.
20. **Merri M; Farden DC; Mottley JG; and Titlebaum EL.** "*Sampling frequency of the electrocardiogram for the spectral analysis of heart rate variability.*" IEEE Trans Biomed Eng. Vol. 37. pp. 99-106. 1990.
21. **A.Voss; N.Wessel; and A.Sanderycol.** "*Influence of low sampling rate on heart rate variability analysis based on non linear dynamic.*" Computers in Cardiology. pp. 689-692. 1995.
22. **L. Hejje; and E. Roth.** "*What is the adequate sampling interval of the ECG signal for heart rate variability analysis in the time domain?*" Physiol Meas. Vol. 25. No. 6. pp. 1405-1411. December 2004.
23. **D. Singh, K. Vinod; and S. C. Saxena.** "*Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability.*" J. Med. Eng Technol. Vol. 28. No. 6. pp. 263-272. November 2004.
24. **Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST-segment measuring algorithms.** Arlington, VA, USA. Published as American National Standard ANSI/AAMI EC57:1988.
25. **A. Schuck Jr; and J.O. Wisback.** "*QRS Detector pre-processing using the complex wavelet transforms.*" Proceedings of 25th Annual International Conference of IEEE. pp. 2590-2593. 2003.
26. **Badiezagdegan, Shirin; and Soltanian-Zadeh, Hamid.** "*Design and Evaluation of Matched Wavelets with Maximum Coding Gain and Minimum Approximation Error Criteria for R Peak Detection in ECG.*" International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing Vol. 6. No. 6. pp. 799–825. 2008.
27. **M. Faezipour; T. M. Tiwari; A. Saeed; M. Nourani; and L. S. Tamil.** "*Wavelet-Based Denoising and Beat Detection of ECG Signal.*" Proceedings of IEEE on Life Science Systems and Applications Workshop (LiSSA) pp.100-103 April 2009.
28. **Abed A. Raouf Bsoul; Soo-Yeon Ji; Kevin Ward; and Kayvan Najarian.** "*Detection of P, QRS, and T Components of ECG Using Wavelet Transformation.*" Proceedings of the International Conference on Complex Medical Engineering (ICME) pp. 1-6. 2009.
29. **Channappa Bhyri1; S.T. Hamde; and L.M. Waghmare.** "*ECG feature extraction and disease diagnosis.*" Journal of Medical Engineering & Technology. Vol. 35 (6–7). pp. 354–361. 2011.

AUTORES

Ing. Roberto Andrés Bistel Esquivel — Graduado de Ingeniero Biomédico en 2012 (ISPJAE). Se desempeña como Docente – Investigador en el Centro de Investigaciones en Microelectrónica (CIME), del Instituto Superior Politécnico “José A. Echeverría” (ISPJAE). La Habana, Cuba. Ha impartido las asignaturas de Electrónica Analógica I y Electrónica Analógica II en las carreras de Ingeniería en Automática e Ingeniería en Telecomunicaciones y Electrónica. Sus áreas de interés son la Instrumentación Electrónica y Procesamiento Digital de Señales Biomédicas, así como el análisis de las mismas mediante Instrumentación Virtual.

E-mail: bistel@electrica.cujae.edu.cu

Ing. Ariel Fajardo Márquez – Graduado de Ingeniero en Automática en 2010 (ISPJAE). Se desempeña como Docente – Investigador en el Centro de Investigaciones en Microelectrónica (CIME). Ha impartido las asignaturas de Circuitos Eléctricos III, Electrónica Analógica I, Electrónica Analógica II y Electrónica Analógica III en las carreras de Ingeniería en Automática e Ingeniería en Telecomunicaciones y Electrónica. Actualmente es estudiante de Postgrado en la Maestría en Diseño de Sistemas Electrónicos del CIME.

E-mail: ariel.fm@electrica.cujae.edu.cu