

Desarrollo de un Holter digital con grabación de eventos y software de visualización

Leonardo E. Villa Rodríguez[‡], Juan Diego Lemos Duque
*Grupo de Investigación GIBIC, Programa de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería,
Universidad de Antioquia, Colombia*

Recibido 23 de octubre de 2008. Aceptado 23 de diciembre de 2009

DEVELOPMENT OF A DIGITAL HOLTER WITH EVENTS RECORDING AND SOFTWARE DISPLAY

Resumen—El monitoreo ambulatorio de las señales electrocardiográficas (ECG), “Holter”, representa una herramienta esencial, en la evaluación diagnóstica de pacientes con arritmias cardíacas involucradas en procesos patológicos como miocardiopatías, estadios post-infarto, lesiones del sistema autónomo cardíaco, entre otros, así como en el seguimiento del funcionamiento de marcapasos implantados. Los equipos disponibles en Colombia para realizar este tipo de funciones, son muy especializados, por lo que resultan costosos y poco asequibles para muchos pacientes. En este proyecto, se desarrolló un prototipo de un sistema de monitoreo y registro de eventos cardíacos, que acondiciona las señales ECG a través de la amplificación, filtración y elevación del nivel DC, y almacena la información adquirida de las tres derivadas principales (DI, DII y DIII), en una memoria SD (Security Digital), usando el estándar de archivos FAT (*File Allocation Table*), permitiendo que la información pueda ser leída en cualquier computador. Además, se desarrolló un software que permite visualizar los registros previamente almacenados en la memoria, para su revisión y análisis. Con la ayuda de un simulador de ondas ECG, se calibraron las frecuencias de 30 BPM, 120 BPM y 300 BPM las amplitudes 0,5 mV, 1 mV y 2 mV. Se encontró que los errores del prototipo son del 1% para frecuencia y del 6% para amplitud.

Palabras clave—Electrocardiografía, *File allocation table*, Electrocardiografía ambulatoria (Holter), Memoria SD.

Abstract— The ambulatory monitoring of electrocardiographic signals, “Holter”, represents a decisive tool in the diagnostic evaluation of patients with cardiac arrhythmias involved in pathological processes like cardiomyopathies, post-infarct stages, injuries of the cardiac autonomous system, among others, as well as in the monitoring of implanted pacemakers. There are few devices of this kind available in Colombia and most of them are very specialized and expensive for the majority of patients. We built a cardiac monitoring and cardiac events registering system prototype that processes the ECG signals (amplification, filtration and DC elevation), and stores the data acquired from the three main derivations DI, DII and DIII in an SD (Security Digital) memory using the FAT (*File Allocation Table*) standard, which allows the reading of this information in any computer. Moreover, we developed a software program that allows for the visualization of the registries previously stored in the SD memory for their review and analysis. Using an ECG simulator, the frequencies 30 BPM, 120 BPM and 300 BPM and the amplitudes 0,5 mV, 1 mV and 2 mV were calibrated. It was found that the prototype errors were smaller than 1% for frequency and 6% for amplitude.

Keywords— Electrocardiography, FAT, Ambulatory electrocardiography (Holter), SD memory.

I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo ambulatorio de las señales electrocardiográficas usando Holters, representa una herramienta esencial en la evaluación diagnóstica de pacientes con arritmias cardíacas. Las aplicaciones clínicas del Holter han sido recientemente revisadas en la Guía Práctica de la Electrocardiografía Ambulatoria del ACC/AHA (American College of Cardiology/American Heart Association)” [1-2]. El sistema de monitoreo ambulatorio Holter sirve para confirmar el correcto funcionamiento de marcapasos y desfibriladores implantables, documentar los efectos terapéuticos de drogas antiarrítmicas, posibilitar la identificación de episodios de isquemia y determinar la dinámica de repolarización ventricular [3-4]. Asimismo, presenta un rol importante en la estratificación del riesgo de pacientes después de un infarto al miocardio agudo o para cardiomiopatías hipertróficas [5-6], y en el diagnóstico y tratamiento de la fibrilación auricular [7-8]. Recientemente, la calidad de los registros Holter ha posibilitado la estimación de la frecuencia, la amplitud y el análisis espacio temporal de los intervalos Q-T, R-R y el segmento S-T, permitiendo pronosticar enfermedades estructurales del corazón [9-10].

Existen dos razones fundamentales que hacen de un sistema de monitoreo ambulatorio un método básico de exploración cardiovascular. La primera, es que ciertas patologías no pueden ser diagnosticadas utilizando métodos convencionales de electrocardiografía, debido a la ausencia de correlación entre la sintomatología aquejada por el paciente y los hallazgos electrocardiográficos en reposo; y la segunda, la extraordinaria y precisa información que suministra, extraída desde el entorno propio del paciente a lo largo de una jornada habitual (24 horas), y con ausencia absoluta de riesgo, ya que constituye un método no invasivo de exploración. Cuando se desea analizar las arritmias cardíacas en el registro del Holter, es útil poder marcar los eventos que el paciente considere anormales; esto le brinda al médico una mayor efectividad, al momento de analizar los vastos registros de actividad almacenados en la memoria, ya que sólo se centraría en los cortos periodos antes y después de dichas marcaciones [11].

Para suplir la necesidad de un dispositivo flexible y de fácil acceso, se desarrolló un prototipo de Holter con especificaciones técnicas similares a las de los equipos que imperan en el mercado. Para este propósito, se tienen en cuenta todos los factores de interferencia que se presentan al trabajar con potenciales bioeléctricos, así como también los bajos niveles de voltaje de la señal electrocardiográfica (ECG). Una vez acondicionadas y digitalizadas, las señales son almacenadas en una memoria de estado sólido SD, usando el sistema de archivos FAT16, en un archivo tipo texto reconocible por la mayoría de sistemas operativos. Este sistema permite que las señales registradas en la memoria sean tratadas por cualquier programa que

reconozca archivos tipo texto, como *Labview*, el cual se usó como lenguaje de programación para desarrollar un software de visualización por medio del cual se puede hacer la revisión y el análisis de las señales almacenadas.

El proyecto no se desarrolló pensando en implementar un Holter que compita con otros equipos ya posicionados en el mercado, sino como una plataforma de desarrollo que sirva como base para el monitoreo de todo tipo de variables fisiológicas, ya que como extensión futura se podría pensar en el desarrollo de nuevos Holter digitales que, mediante el uso de sensores apropiados, puedan almacenar múltiples canales de diferentes señales biológicas, como frecuencia respiratoria, presión arterial, saturación de oxígeno, electroencefalografía (EEG) y otras. Esto transformaría un ECG ambulatorio en un policardiógrafo ambulatorio, permitiendo la evaluación en pacientes con desórdenes complejos, como son los síndromes de apnea durante el sueño o fallas en el corazón [12].

Al prototipo final se le hicieron varias pruebas, que se describen más adelante, las cuales pretendían validar el funcionamiento de las etapas análogas y digitales. Incluso, se usaron patrones metrológicos para tales medidas; sin embargo, queda pendiente hacer un análisis comparativo con otros Holter, para analizar qué tan cerca están las prestaciones del sistema desarrollado de las que ofrecen los equipos comerciales.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Materiales

El prototipo inicial se desarrolló con base en una arquitectura de microcontrolador Microchip, empleando las siguientes herramientas: tarjeta de desarrollo PICDEM™ full Speed USB, tarjeta PICTail™ AC164122, depurador In-circuit ICD2 y el compilador C18. Para el prototipo final, se emplearon los elementos descritos en la Tabla 1.

Tabla 1. Materiales utilizados en el prototipo final.

Hardware	Software
Microcontrolador PIC18F4550-I/PT de Microchip.	Firmware de adquisición de señales, conversión análogo-digital, filtración digital, registro de eventos, comunicación SPI con la tarjeta SD para la construcción de archivos FAT16 desarrollado en MPLAB y programado en el microcontrolador.
Tarjeta PICTail™ AC164122 de Microchip	Programa de descarga y visualización de datos desarrollado en Labview.
Memoria SD ScanDisc 1GB.	Software para diseño de filtros Filterlab® Microchip.
Amplificadores de Instrumentación INA129U de Texas Instruments.	Software para diseño de filtros Filterpro® Texas Instrument.
Amplificadores LF353, resistencias y condensadores de superficie.	
Baterías 9 V.	

2.2 Métodos

- *Diseño del prototipo:*

La Fig. 1 muestra el esquema general del prototipo de Holter, que cuenta con una etapa de acondicionamiento que amplifica y filtra las derivaciones I, II y III. El microcontrolador adquiere estas ondas, las digitaliza, les hace un procesamiento digital y se encarga de la comunicación con la memoria SD, valiéndose del protocolo SPI y del sistema de archivos FAT16. En la memoria, la información se almacena en archivos de texto plano, que, al tener un formato estándar, pueden ser fácilmente leídos por cualquier computador.

El prototipo también cuenta con un pulsador para el registro los eventos anormales por parte del paciente; estos eventos también son almacenados en el Holter.

- *Acondicionamiento de la señal:*

Para la etapa de amplificación se utilizaron dispositivos INA129, que poseen características que los hacen muy adecuados para la aplicación, como alto CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*): 120 dB min y alta impedancia de entrada ($10^{10} \Omega$); además, la ganancia puede ser ajustable desde 1 hasta 10,000 con una sola resistencia externa [13]. Para esta aplicación se escogió un valor $R = 50 \Omega$, lo que da como resultado una amplificación aproximadamente de 1000.

Las señales que se adquieren siempre se verán afectadas por el ruido electrónico presente en cualquier sistema de instrumentación. El ruido ocurre cuando una señal no deseada es introducida al sistema por fuentes externas; los filtros son usados para reducir el ruido y maximizar la relación señal/ruido a la entrada del convertidor análogo digital. Los ruidos de bajas

frecuencias (nivel DC del amplificador, *drift*, fluctuaciones por la temperatura, etc.) se eliminaron con un filtro tipo Butterworth pasa-alta de frecuencia de corte de 0,05 Hz en configuración Sallen-key de orden 3. Para el diseño del filtro Sallen-key de orden 3 pasa-baja, para eliminar el ruido de alta frecuencia proveniente de fenómenos como la conducción nerviosa, emisiones de radio, computadores, teléfonos celulares, entre otros, se utilizó el software *Filterlab*® y se escogieron los siguientes parámetros: 10 bits para el convertidor análogo-digital (con una la relación de señal a ruido ideal de 62 dB); una frecuencia de corte de 100Hz, ya que en el monitoreo ambulatorio de eventos cardiacos se considera de interés sólo el espectro comprendido entre 0,5 Hz y 100 Hz [14]; y una frecuencia de muestreo de 2320 Hz por derivación, lo cual permite sobremuestrear la señal, aumentar la relación señal/ruido, mejorar la resolución y disminuir significativamente el *aliasing* [15].

El ruido de la línea de alimentación se encuentra con mayor potencia alrededor de 60 Hz, es decir dentro del rango de interés del ECG; por esa razón, en el diseño, se implementaron filtros Notch para eliminar esta señal, con una frecuencia central de 60 Hz y las frecuencias de corte ubicadas 2 Hz por encima y por debajo de la frecuencia central, respectivamente [16]. Para el diseño de este filtro, se empleó el software *Filterpro*®.

Una vez acondicionada, la señal ECG tiene la amplitud suficiente para ser digitalizada, sin embargo, posee valores positivos y negativos (porque se le eliminó la componente de directa) los cuales son inadecuados para ser ingresados al convertidor análogo-digital que se va a utilizar. Por tanto, es necesario sumar un nivel de voltaje DC a la señal, garantizando así que esta siempre sea positiva; para esto, se usó una configuración sumadora [17].

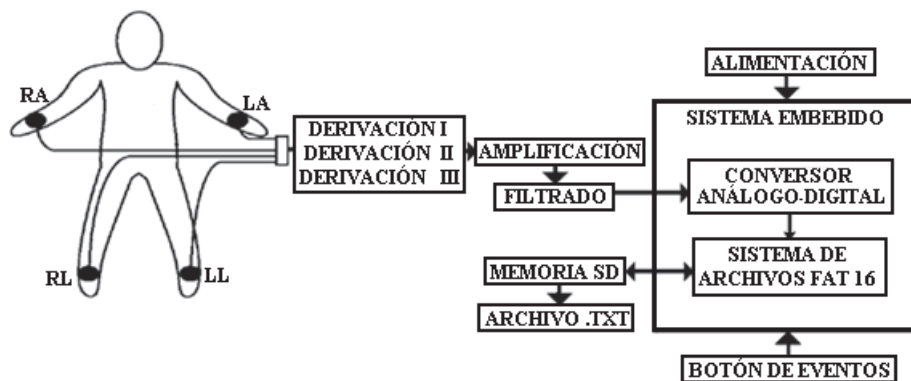


Fig. 1. Esquema general del prototipo. Se pueden observar los electrodos conectados al paciente, las etapas de acondicionamiento analógico, el procesamiento llevado a cabo en el microcontrolador y finalmente el almacenamiento de toda esta información (incluyendo la marcación de eventos) en un archivo de texto al interior de una memoria SD.

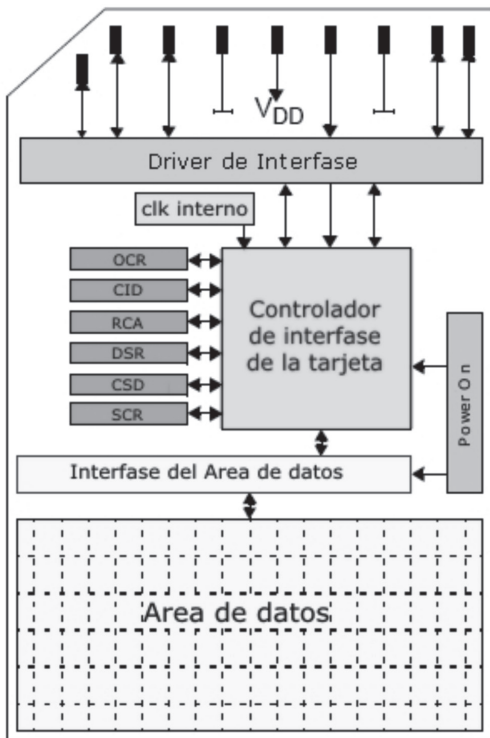


Fig. 2. Estructura interna general de la memoria SD. Estructura interna general de la memoria SD, (tomado y modificado de [19]), donde se puede observar su conector estándar de nueve terminales, el sistema de control digital, constituido por un controlador con interfase SD y una memoria no volátil de alta capacidad [19].

- *Almacenamiento de la información:*

En los equipos Holter se requiere una gran capacidad de almacenamiento de información; por esto, es necesario usar un medio de almacenamiento masivo [11]. Entre todas las alternativas disponibles, se eligió como medio de almacenamiento una tarjeta tipo SD (Security Digital), debido a su bajo costo, los pocos pines necesarios en la interfaz física de comunicación (serial), la capacidad (en este caso, 1 GB), la de velocidad de transmisión de 12,5 MB/s y la facilidad para la implementación [18]. La estructura interna de la memoria SD se muestra en la Fig. 2.

- *Implementación de la etapa digital:*

Ya con la señal ECG apta para la transformación análogo-digital, gracias a las etapas previas de amplificación, filtrado y elevación del nivel DC, se procedió a programar el microcontrolador para que llevara a cabo tres tareas principales: digitalización de las señales (derivaciones I, II y III), procesamiento digital y comunicación con la memoria SD usando la interfaz SPI (*Serial Peripheral*

Interface). Para la implementación del programa se usó una tarjeta de desarrollo PICDEM full speed USB con un PIC18F4550; para la sincronización de la conversión análogo-digital se usó el módulo de captura/comparación/PWM mejorado (*Enhanced CCP*) en modo comparación, generando una interrupción cada 144 μ s. Los tres canales se muestrearon secuencialmente, y, para mejorar la calidad de las señales, se promediaron ocho muestras por canal, obteniéndose una frecuencia efectiva de muestro de 290 muestras por segundo, que permite obtener señales ECG de alta calidad [20]. Estos son los datos que se almacenan directamente en la memoria SD.

- *Construcción prototipo final:*

Para la construcción del prototipo final se utilizaron componentes electrónicos de montaje superficial, para disminuir significativamente el tamaño y el peso del equipo y mejorar su portabilidad, considerando que se trata del prototipo de un equipo portátil. Se tuvieron en cuenta todas las consideraciones necesarias para el diseño de un PCB (*Printed Circuit Board*) de esta naturaleza: capacitores de desacople para los circuitos integrados y reguladores, planos diferenciados de tierra análogo y digital, planos de tierra para el oscilador y el microcontrolador, ancho y distancia adecuados entre las rutas, entre otros [21].

- *Software de visualización:*

A partir de los archivos de texto generado por el prototipo, se desarrolló un software que carga la información y le permite al médico especialista tanto la visualización del registro de las señales ECG como la localización de los eventos que haya registrado el paciente, lo que permite una depuración y análisis de la información de una manera mucho más efectiva. Para el diseño del software de visualización se utilizó LabVIEW. A continuación, se presenta el algoritmo básico del software (Fig. 3).

- *Pruebas utilizando un patrón de calibración:*

Para probar la calidad de la adquisición de las señales obtenidas por el prototipo, y hacer el ajuste de la frecuencia y la amplitud visualizada en el software, se hicieron pruebas con el prototipo del Holter conectando los electrodos a las terminales del patrón *QA-40 Mk II Defibrillator Analyzer de Metron* [22]. El simulador se programó con señales normales, variando tanto la frecuencia como la amplitud de la señal. Por trazabilidad metrológica, el equipo ha sido sometido a intercomparaciones con otros simuladores.

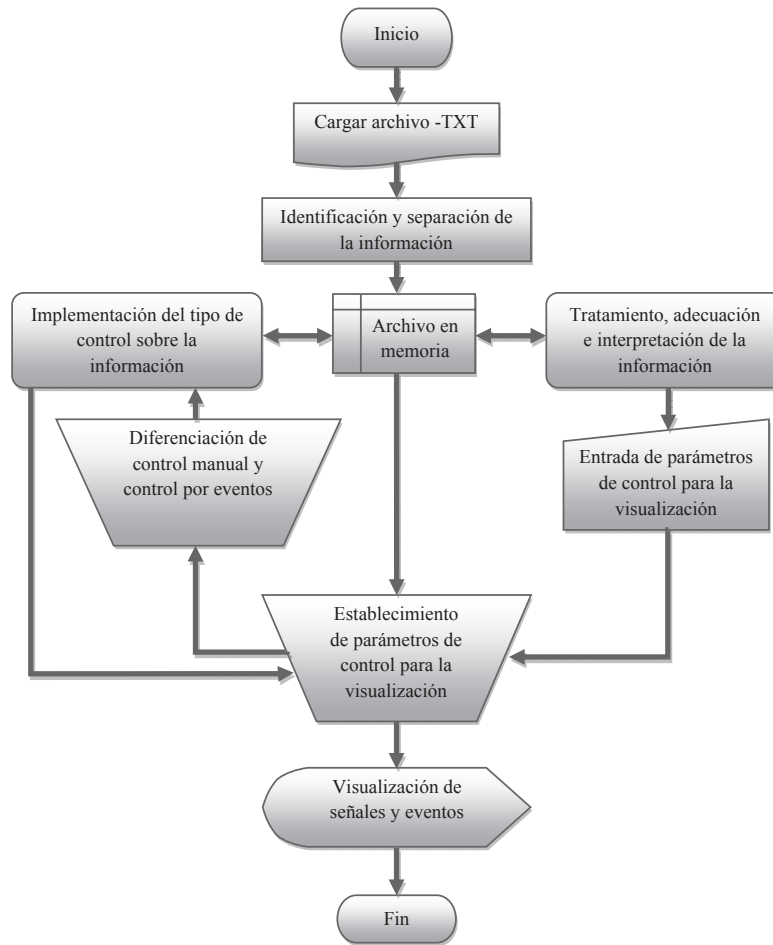


Fig. 3. Algoritmo básico del software en Labview.

III. RESULTADOS

3.1 Descripción del prototipo:

Luego del correspondiente proceso de diseño e implementación en aspectos de hardware y software,

se obtuvo un equipo de monitoreo de la señal ECG de tres derivaciones, con un botón de eventos de fácil acceso y *leds* para confirmación visual de escritura y lectura de la tarjeta SD (Fig. 4). Las características se encuentran descritas en la tabla 2:

Tabla 2. Características físicas del prototipo

Características físicas	
Dimensiones	Largo: 11,7 cm. Ancho: 7 cm. Alto: 7 cm.
Alimentación	2 baterías de 9 V.
Procesamiento ECG	Respuesta en frecuencia: 0.5 Hz a 100 Hz. Filtro Notch de 60 Hz regulable. Rechazo en modo común: 120 dB. Amplificación total: 1016. Frecuencia de muestreo por canal: 290 Hz. Capacidad de almacenamiento: SanDisk® tarjeta SD de 1 gigabyte; 290 sps, 80 horas aproximadamente. Resolución de las muestras: 10 bits.
Comunicación	Descarga de datos: el dispositivo genera un archivo de texto plano almacenado en la tarjeta SD. ICD2: el prototipo cuenta con un puerto para depurador ICD2 que permite reprogramar, hacer simulación y depuración <i>in-circuit firmware</i> del sistema. USB: ya que el dispositivo es reprogramable, cuenta con el conector USB para futuros desarrollos con la tarjeta.

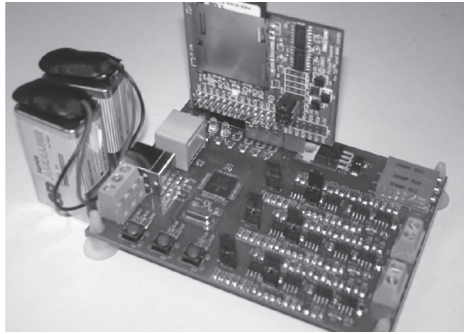


Fig. 4. Implementado usando dos tarjetas electrónicas. Una para la fuente de alimentación, sistema de acondicionamiento de señal y procesador y otra para el sistema de almacenamiento masivo de datos (en tarjeta SD).

- *Características de la interfaz con el usuario:*

La interfaz con el usuario pretende ser muy amigable, permitiendo visualizar los parámetros con los que está configurado el equipo en un momento dado (Fig. 5). El software permite cargar el archivo tipo texto de la memoria SD, visualizar las señales de las tres derivaciones junto a la de los eventos (además de los datos de fecha y hora de cada evento), desplazarse a través de las señales en ventanas de tiempo definidas por el usuario, y tiene un control por eventos, lo que permite centrarse sólo en las señales alrededor de estos.

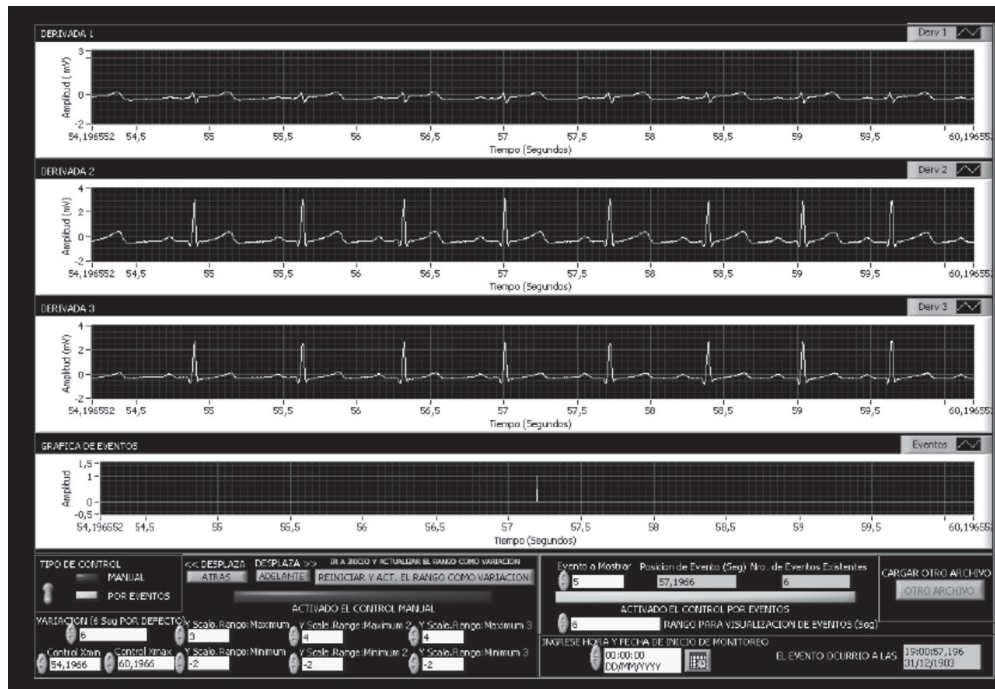


Fig. 5. Software de visualización. Cuenta con cuatro canales de visualización, tres para cada una de las derivaciones y el cuarto para mostrar los instantes en que el usuario marco eventos. En la parte inferior de la pantalla se encuentra una serie de controles, que el usuario o el médico especialista puede emplear para navegar entre los datos o realizar algunos análisis básicos con las señales ECG.

- *Pruebas utilizando generador de señales y un patrón de calibración:*

Para probar la efectividad de las etapas de amplificación y filtrado, se ingresaron ondas sinusoidales de amplitud fija y frecuencia variable empleando un generador de señales AGILENT 33210A. Estas señales se monitorearon con un osciloscopio digital TEKTRONICS TPS2012, y se encontró que en las ondas de salida las componentes DC se eliminaron completamente, a 60Hz la atenuación fue de 40dB y por encima de 100Hz se notaba una atenuación de 60 dB/década, como se esperaba.

Para la calibración de la frecuencia, se programó el simulador (*QA-40 Mk II Defibrillator Analyzer de*

Metron) con señales normales de 30 BPM (*Beats per Minute*) (Fig. 6), 120 BPM (Fig. 7) y 300 BPM y una amplitud fija de 2 mV pico a pico para DII para cada una de las frecuencias se realizaron cinco mediciones. Para la calibración de la amplitud, se tomó una señal normal de 60 BPM y se evaluaron las amplitudes de 0,5 mV; 1mV y 2 mV, para cada amplitud se realizaron cinco mediciones (Fig. 8). Estas simulaciones, se adquirieron con el prototipo y se visualizaron en el software desarrollado en *Labview*, donde se midieron la amplitud y la frecuencia a través de las líneas de división. Los resultados se encuentran consignados en las tablas 3 y 4.

Tabla 3. Resultados de la calibración del prototipo a frecuencia constante de 60 BPM variando la amplitud pico a pico de la derivación II.

Calibración de la amplitud			
Mediciones	0,5 (mV)	1 (mV)	2 (mV)
	0,5	1	2
	0,5	1,1	2,1
	0,6	1,1	2,1
	0,5	1	2,2
	0,5	1,1	2,1
Promedio (mV)	0,52	1,06	2,1
Desviación estándar (mV)	0,04	0,05	0,06
Error relativo (%)	4,00	6,00	5,00

Tabla 4. Resultados calibración del prototipo a amplitud constante de 2mV variando la frecuencia de la señal (BPM).

Calibración de la frecuencia			
Mediciones	30 BPM	120 BPM	300 BPM
	30	120	300
	30,77	121	300
	30	120	300
	30	120	300
	30,77	120	300
Promedio (BPM)	30,308	120,2	300
Desviación estándar (BPM)	0,38	0,40	0
Error relativo (%)	1,03	0,17	0

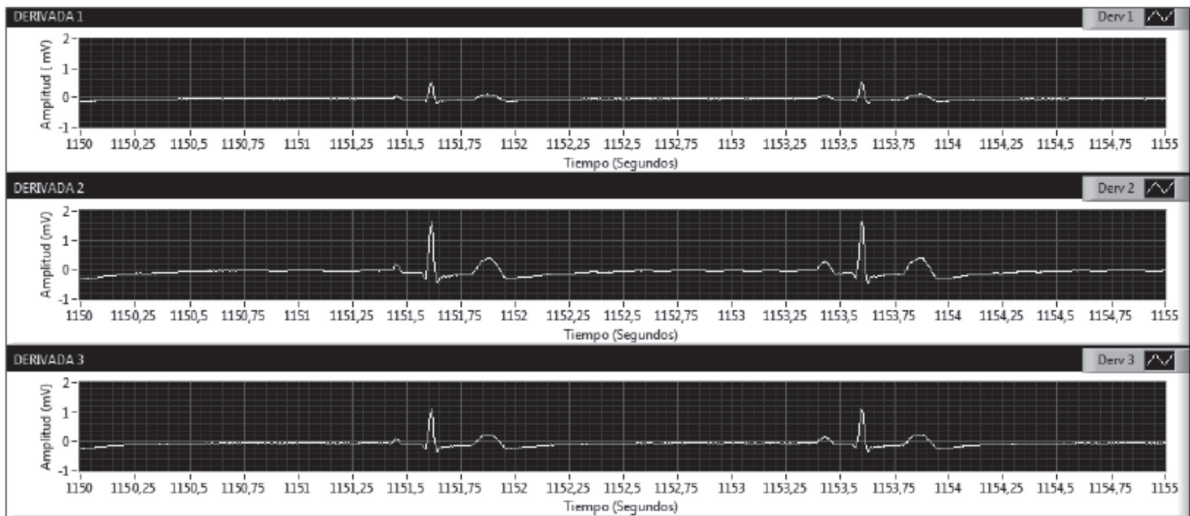


Fig. 6. ECG normal 30 BPM. Ventana de 5 segundos.

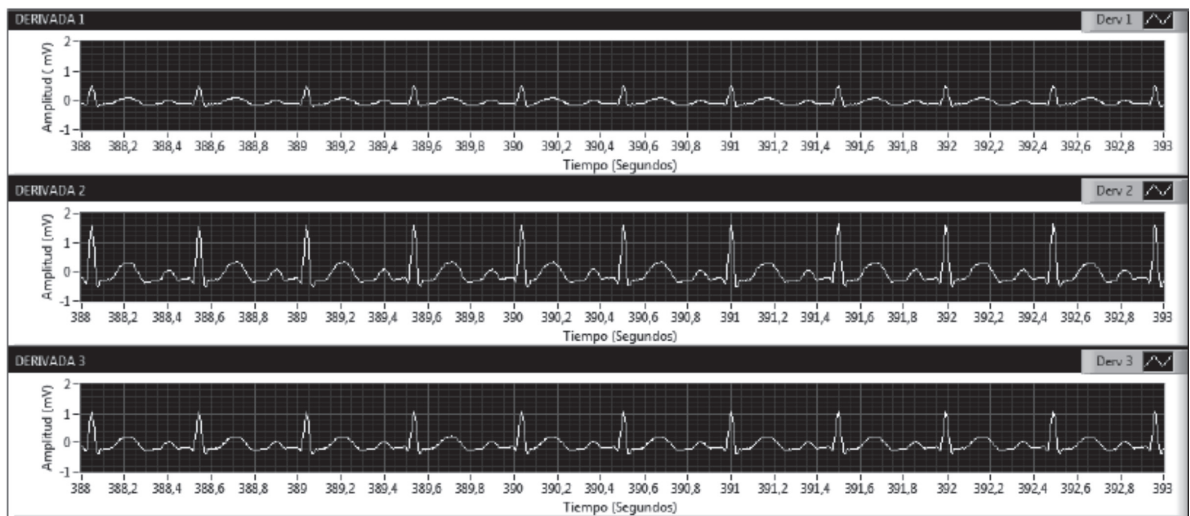


Fig. 7. ECG normal 120 BPM. Ventana de 5 segundos.

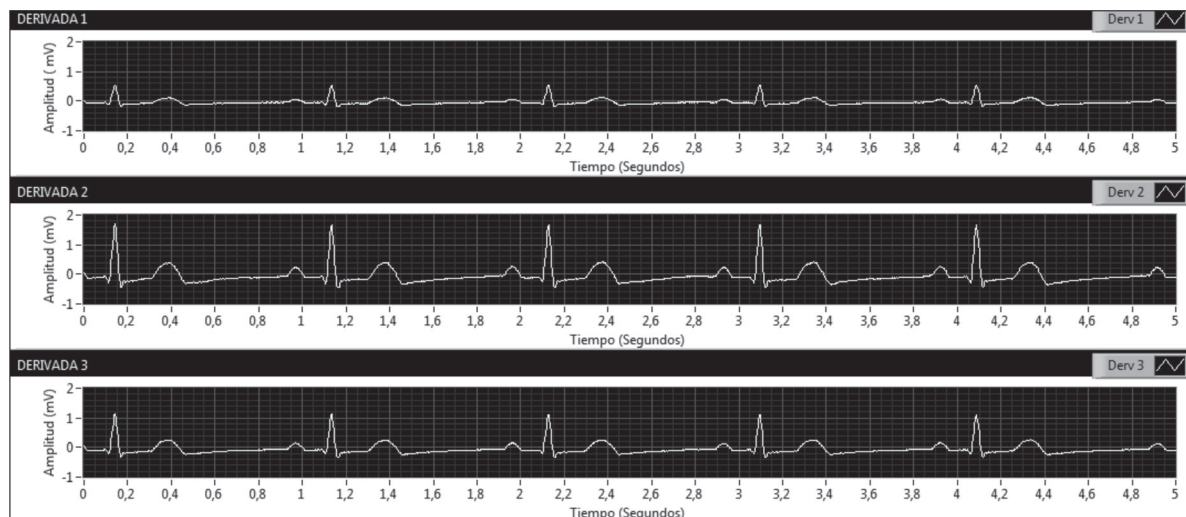


Fig. 8. ECG normal 60 BPM. Ventana de 5 segundos.

IV. DISCUSIÓN

El prototipo electrónico implementado tiene unas características comparables a otros prototipos desarrollados anteriormente y reportados en la literatura, debido a su resolución, frecuencia de muestreo, número de canales, capacidad de almacenamiento y mayor respuesta en frecuencia [16, 23-24]. Los resultados obtenidos muestran que el equipo presenta errores del 1% en frecuencia y errores del 6% en amplitud, que son valores equiparables a los equipos Holter que imperan en el mercado.

El ancho de banda del prototipo construido es el que se encuentra comúnmente en los equipos de monitoreo ambulatorio de eventos cardiacos [14], aunque existen Holter que muestrean las señales cardiacas con un ancho de banda de 0,05 Hz hasta 300 Hz, los cuales permiten detectar pequeñas variaciones en el complejo QRS [11]. Como trabajo futuro, se plantea el desarrollo un Holter que tome muestras con este ancho de banda, para detectar estas variaciones en la señal ECG.

Como mejoras al sistema se plantea realizar algunas optimizaciones adicionales, para hacerlo más competitivo en aspectos tales como: alimentación del equipo, pasando a una sola batería recargable de 3,3 V; que el filtrado de la onda de 60 Hz esté inmerso en el *firmware* del microcontrolador, para evitar los filtros análogos tipo Notch; amplificadores de aislamiento, para aspectos de seguridad eléctrica; mayor aprovechamiento del rango dinámico del conversor análogo-digital, mediante el uso de potenciómetros digitales manejados por el microcontrolador; transformar el software de sólo visualización a uno de visualización y análisis de las señales, que permita calcular la frecuencia cardiaca y determinar arritmias presentes en el registro.

El desarrollo de este prototipo sienta las bases para otros proyectos que intenten explotar la gran utilidad y capacidad que ofrecen las tarjetas SD para el monitoreo de bio-señales por largos periodos de tiempo, como: monitoreo de señales electromiográficas, monitoreo capnográfico, monitoreo de señales encefalográficas, monitoreo de niveles de glucosa en la sangre, y monitoreo de pH gástrico.

Como se mencionó anteriormente, la idea central del proyecto no es desarrollar un equipo que comercialmente compita con los Holters existentes en el mercado; para llegar a esto se requeriría una gran inversión económica y técnica. Sin embargo, en el punto en que se encuentra el prototipo, se puede emplear en investigación; incluso, en un futuro cercano, este sistema se incorporará, como un bloque, a lo que será un monitor multiparamétrico portátil, que permitirá adquirir y almacenar la señal ECG, la temperatura corporal, la presión arterial (no invasivo) y la saturación de oxígeno.

V. CONCLUSIÓN

Al realizar las pruebas del prototipo con el patrón de calibración QA-40 MK II Defibrillator Analyzer, que permite simular tanto ondas ECG normales, con diferentes frecuencias y amplitudes, como arritmias, se comprobó la validez de las escalas de tiempo y amplitud del software de visualización. El almacenamiento de la señal ECG en la tarjeta SD formateada con un sistema de archivos FAT16, da una mayor versatilidad al equipo, ya que este formato es reconocido por la mayoría de sistemas operativos y los archivos tipo texto generados pueden ser tratados fácilmente por cualquier programa. El prototipo, además, cuenta con un conector para hacer programación y depuración en circuito, lo que lo convierte en una plataforma de estudio para implementar futuros desarrollos.

VI. REFERENCIAS

- [1] Crawford M., Bernstein S., Deedwania P., DiMarco J., Ferrick K., Garson Jr A., *et al.* ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography: Executive Summary and Recommendations: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Revise the Guidelines for Ambulatory Electrocardiography) Developed in Collaboration With the North American Society for Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 100(8):886-893, 1999.
- [2] Kadish A., Buxton A., Kennedy H., Knight B., Mason J., Schuger C., *et al.* ACC/AHA clinical competence statement on electrocardiography and ambulatory electrocardiography A report of the ACC/AHA/ACP-ASIM Task Force on Clinical Competence (ACC/AHA Committee to Develop a Clinical Competence Statement on Electrocardiography and Ambulatory Electrocardiography) Endorsed by the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology. *Journal of the American College of Cardiology*, 38(7):2091-2100, 2001.
- [3] Famularo M.A., Kennedy H.L. Ambulatory electrocardiography in the assessment of pacemaker function. *American Heart Journal*, 104:1086-1094, 1982.
- [4] Janosik D.L., Redd R.M., Buckingham T.A., Blum R.I., Wiens R.D., Kennedy H.L. Utility of ambulatory electrocardiography in detecting pacemaker dysfunction in the early postimplantation period. *The American journal of cardiology*, 60:1030-1035, 1987.
- [5] Oliveira M., Staunton A., Camm A., Malik M. Stepwise strategy on the cost of risk stratification after acute myocardial infarction: a retrospective simulation study. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 21(3):603-609, 2006.
- [6] Adabag A., Casey S., Kuskowski M., Zenovich A., Maron B. Spectrum and prognostic significance of arrhythmias on ambulatory Holter electrocardiogram in hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology*, 45(5):697-704, 2005.
- [7] Wijffels M., Crijns H. Non-invasive characteristics of atrial fibrillation: the value of Holter recordings for the treatment of AF. *Cardiac Electrophysiology Review*, 6(3):233-238, 2002.
- [8] Hickey B., Heneghan C., De Chazal P. Non-episode-dependent assessment of paroxysmal atrial fibrillation through measurement of RR interval dynamics and atrial premature contractions. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(5):677-687, 2004.
- [9] Buckles D., Aguel F., Brockman R., Cheng J., Demian C., Ho C., *et al.* Advances in ambulatory monitoring: Regulatory considerations. *Journal of Electrocardiology*, 37:65-67, 2004.
- [10] Rosenbaum D., Jackson L., Smith J., Garan H., Ruskin J., Cohen R. Electrical alternans and vulnerability to ventricular arrhythmias. *New England Journal of Medicine*, 330(4):235-241, 1994.
- [11] DeMaso J., Sellers C. Progress in Holter Technology. *Cardiac Electrophysiology Review*, 3(4):239-242, 1999.
- [12] Heilbron E. Advances in modern electrocardiographic equipment for long-term ambulatory monitoring. *Cardiac Electrophysiology Review*, 6(3):185-189, 2002.
- [13] Texas Instruments. Precision, low power instrumentation amplifiers. Consultado el 20 de Octubre de 2009 en: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>.
- [14] Pan J., Tompkins W. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32: 230-236, 1985.
- [15] Lyons R. Understanding digital signal processing (2nd Edition). Ed Prentice Hall. Jordan Hill, Oxford 2007. Páginas 263-328.
- [16] Bustamante J., Saenz J., Amaya A. Monitor de eventos electrocardiacos implementado en plataforma PDA. *Revista Colombiana de Cardiología*. 14:78-86, 2007.
- [17] Microchip. Using single supply operational amplifiers in embedded systems. Consultado el 20 de Octubre de 2009 en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00682c.pdf>.
- [18] Di Jasio L. Programming 16-bit Microcontrollers in C Learning to Fly the PIC24. Ed. Newnes. Jordan Hill, Oxford 2007. Páginas 263-328.
- [19] Pfarher I., Reula G., Tovorosky P. Módulo portátil de adquisición de señales electrocardiográficas y registro en memorias SD Técnicas Digitales II UTN – Regional Paraná. Consultado el 20 de Octubre de 2009 en: <http://www.areacapitacion.com.ar/4Organizacion.pdf>.
- [20] Riniolo T., Porges S. Inferential and descriptive influences on measures of respiratory sinus arrhythmia: Sampling rate, R-wave trigger accuracy, and variance estimates. *Psychophysiology*, 34(5):613-621, 2007.
- [21] Microchip. AN688 layout tips for 12-Bit A/D application. Consultado el 20 de Octubre de 2009 en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00688b.pdf>.
- [22] Metron. MKII Defibrillator Analyzer. Consultado el 20 de Octubre de 2009 en: http://www.bioserve.co.nz/Metron/QA-40M/DOC/Specification%20Sheet/QA-40_14.PDF.
- [23] Vidal Silva C., Pavesi Farriol L. Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas. *Revista Facultad de Ingeniería - Universidad Tarapacá*, 13: 39-46, 2005.
- [24] Restrepo HF., Duque Cardona E., Llamosa L.E. Diseño de un prototipo de un Holter digital. *Revista Scientia et Technica*, 32:145-150, 2006.