

MONITORIZACIÓN CARDIACA EN EL HOGAR CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

Y. Lorenzo, R. Guardarrama, R. González

Universidad de las Ciencias Informáticas, Ciudad de la Habana, Cuba

Email: yaniesisl@uci.cu

RESUMEN

El objetivo del presente trabajo es exponer y discutir las principales características de un monitor cardíaco que ha sido concebido para el estudio del ritmo cardíaco en el hogar. El equipo debe constituir una herramienta para documentar la evolución de pacientes propensos a sufrir arritmias cardíacas o que ya la padecen y están sometidos a tratamiento. Su función principal será adquirir dos canales de electrocardiograma (ECG) para transmitirlos, a través de un canal Bluetooth, hacia un medio de cómputo para su procesamiento y/o almacenamiento. El monitor se basa en el micro controlador MSP430F5438 e incluye una pantalla gráfica, un teclado sencillo, un amplificador de ECG y dos baterías AA de NiMH. La señal electrocardiográfica se muestra en la pantalla del equipo en tiempo real y los complejos QRS presentes en el ECG son detectados automáticamente para el cálculo del valor de la frecuencia cardíaca. Existe un elemento novedoso en la adquisición de la señal de ECG y es el hecho de que se puede adquirir un canal de ECG al sujetar el equipo con las manos ya que el mismo posee electrodos que se encuentran empotrados en la caja del equipo con este fin; también es posible obtener dos canales de ECG mediante el empleo del cable de paciente que se suministra. En el momento de redactar el presente documento, se está poniendo en marcha el primer prototipo del equipo. El método para la detección de los complejos QRS ha sido evaluado con doce casos de la base de datos anotada MIT-BIH; el 98,05% de los complejos QRS presentes fueron detectados y no hubo falsos positivos. La comunicación del equipo fue probada transmitiendo una señal de ECG simulada, de manera ininterrumpida durante 10 horas; no se perdió la comunicación ni hubo cambios en la señal recibida respecto a la original.

Palabras claves: *Electrocardiografía, monitoreo cardíaco, Cuidados en el Hogar, "Bluetooth".*

ABSTRACT

The aim of this paper is to expose and to discuss the principal features of a cardiac monitor which has been designed for the study of heart rate at home. This device should be a valuable tools for documenting the evolution of patients prone to suffer cardiac arrhythmias or those persons who already have these conditions and are under treatment. Its main function will be to acquire two channels of electrocardiogram (ECG) for transmitting through a Bluetooth channel, to a computer for processing and/or storage. The monitor is based on the MSP430F5438 microcontroller and includes a graphical display, a simple keypad, an ECG amplifier and two AA NiMH batteries. The ECG signal is displayed on the device screen in real time and the QRS complexes are detected automatically for calculating the heart rate. An innovative element is present in the signal acquisition process, an ECG channel can be acquired when a person holds the proposed device with the hands, because two electrodes are embedded in the device's box for this purpose; also it is possible to acquire two ECG channels using the supplied patient's cable. At the time of writing this document, the first device prototype is nearing completion. The method for detecting QRS complexes has been evaluated with twelve cases of annotated database MIT-BIH, the 98.05% of the QRS complexes were detected and there were no false positives. The communication equipment was tested by transmitting a simulated ECG signal, uninterrupted for 10 hours, communication was not lost neither there were changes in the received signal in relation to the original.

Keywords: *Electrocardiography, cardiac monitoring, home care, "Bluetooth".*

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares representan una de las tres primeras causas de muerte en la mayoría de los países, según los reportes de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y los datos expuestos en el Congreso Mundial de Cardiología 2008. De hecho, las estadísticas indican que murieron en el 2007 por esta causa alrededor de 17,5 millones de personas, que representó el 32% de todas las muertes registradas en el mundo e incrementó la tasa de mortalidad, situándola en casi 859 fallecidos por cada 100,000 habitantes [1].

En Cuba, el Sistema Nacional de Salud (SNS) reporta a las enfermedades cardíacas como la primera causa de muerte con un 30% de los fallecimientos anuales [2].

Dentro de las enfermedades cardíacas, las arritmias constituyen una de las enfermedades de mayor incidencia en la población. Estas patologías generalmente son crónicas y requieren de un chequeo continuo, por lo que sería de gran utilidad contar con herramientas que facilitaran el estudio de los portadores de estas patologías.

El desarrollo de la Informática y las comunicaciones ha tenido un impacto importante en todas las esferas de la vida y los servicios de salud no han sido la excepción [3]. Han surgido nuevos servicios como la Telemedicina y "Home Care" o Cuidados en el Hogar que van encaminados a mejorar la variedad y calidad de los servicios de Salud [4]. Además, la llegada de nuevas tecnologías como la comunicación inalámbrica y la telefonía celular, ha abierto la posibilidad del intercambio de información y de transmisión de las señales de origen biomédico entre dispositivos móviles e instituciones hospitalarias sin que se vea limitada la movilidad del paciente. Así ha surgido una nueva gama de equipos médicos dedicados a su uso fuera de instalaciones hospitalarias [5].

El presente trabajo tiene como objetivo presentar y discutir los resultados del diseño y desarrollo de un equipo orientado al estudio del ritmo cardíaco en el hogar. Este equipo debe constituir una herramienta útil para documentar la evolución de los pacientes propensos a sufrir trastornos del ritmo cardíaco y en el seguimiento periódico de aquellos pacientes que se encuentren bajo tratamientos antiarrítmicos.

2. METODOLOGÍA

2.1 El Hardware

El equipo diseñado se divide, según el punto de vista de su funcionamiento, en un bloque de alimentación, un bloque analógico y un bloque digital.

El bloque de alimentación es el encargado de suministrarle las tensiones necesarias a todos los

circuitos del equipo. Se trabaja con niveles de tensiones regulados de 3,3 V de fuente analógica, mientras que se utiliza 3,6 V de fuente digital necesarios para alimentación del micro controlador MSP430F5438, la pantalla o LCD (Liquid Crystal Display) y el módulo de comunicación Bluetooth. El equipo se alimenta con dos baterías AA de NiMH de 1,2 V y 2400 mAh.

En el diseño de los circuitos de la fuente de alimentación conmutada analógica y digital, se emplean los componentes XC6383A y el LTC3402, en su configuración de elevador o step up típico, recomendado por el fabricante. Para asegurar la protección de los reguladores de tensión conmutados, se conectan diodos Schottky del tipo SD103 para evitar daños por cortocircuitos y corrientes de retorno hacia la componente al ser desconectada la alimentación.

El bloque analógico está formado por el circuito amplificador de señal, el circuito de pierna derecha y el circuito de detección de electrodo suelto. El amplificador de señal se encarga de acondicionar las señales eléctricas provenientes del paciente como dos derivaciones bipolares para su posterior digitalización y procesamiento. El amplificador consta de tres etapas por derivación, está conformado por buffers que garantizan una alta impedancia de entrada, un amplificador de instrumentación AD627A de entrada de bajo consumo y dos etapas no inversoras conformadas a través de amplificadores operacionales OPA4336 que garantizan la ganancia necesaria. La ganancia total de los pasos de amplificación es de 308 para tener un nivel adecuado a la entrada del bloque digital y cumplir con el rango dinámico de entrada de ± 5 mV recomendado para la digitalización del ECG [6].

La entrada de la señal puede ser mediante un cable para conectar cinco electrodos (uno para el circuito de pierna derecha y dos por cada derivación bipolar). Implícitos en la cadena de amplificación se encuentran filtros para eliminar señales de interferencia y componentes de frecuencia no deseadas. El ancho de banda efectivo de la cadena de amplificación está comprendido en la gama de 0,05 Hz hasta los 50 Hz. Esta banda de paso contiene las componentes de frecuencia que aportan mayor energía al complejo QRS que es el principal evento electrocardiográfico a estudiar.

El bloque analógico también incluye un circuito clásico conocido como "circuito de pierna derecha" que mejora el Factor de Rechazo al Modo Común y por tanto la calidad de la señal adquirida. Otro aspecto importante en el bloque analógico es el circuito detector de electrodo suelto, que está formado por seis resistencias de pull up de 22 M Ω

presentes en la entrada del amplificador, las cuales fijan un voltaje en el momento en que se encuentre el electrodo suelto mediante cuatro líneas de uso general del micro controlador. Este valor de voltaje se mantiene constante hasta que se coloque correctamente el electrodo. El resto de los componentes del circuito permiten el acople del mismo.

Finalmente, el bloque digital es el que garantiza el funcionamiento del equipo como un todo. Se basa en el micro controlador MSP430F5438 de Texas Instruments e incluye una pantalla gráfica, un teclado de membrana, una bocina, una memoria flash y un módulo de comunicación Bluetooth.

Se seleccionó el micro controlador MSP430F5438 por su bajo consumo y alto grado de integración, así como por la herramienta disponible para la elaboración del firmware (IAR Embedded Workbench IDE). Este micro controlador se basa en una arquitectura RISC de 16 bits e incluye una memoria de programa de 256KB+512B memoria flash, 16 KB de RAM, tres timers, tres canales de acceso directo a memoria (DMA), un conversor analógico digital de 12 bits y un multiplexor analógico de 12 entradas, mientras que para la comunicación cuenta con 4 puertos series. La alimentación del micro controlador se realiza a través de un cristal de cuarzo externo XT2 de 16 MHz, este oscilador para su estabilidad necesita de la conexión de dos capacitores en paralelo de 8 p F y del trabajo con los registros internos.

La pantalla del equipo es de cristal líquido monocromático utilizada para mostrar la información necesaria para el uso del equipo y para graficar el ECG en tiempo real. Para su selección, se tuvieron en cuenta la resolución, el consumo, el voltaje de alimentación y el precio. En la tabla 1 se muestran algunos de los dispositivos analizados (por razones de espacio no se muestra la totalidad).

Tabla I

Resumen de los principales fabricantes de LCD según los parámetros de resolución y alimentación.

Fabricante	Modelo	Tamaño área visible WxH (mm)	Resolución	Voltaje
Crystal Clear Technology	G64240X03	130.2x37.6	240x64	típico
Orion Display Technology	OGM-128GB109G-C-KE050	70.7x38.8	128x64	3.3V
Data Modul AG	BTHQ 240064AVB	102. x30.2	240x64	3.5V
Microtips USA	MTG-F24064FFW HNAY	132.0x39.0	240x64	3V
SDEC Technology Corp.	S19A64□	130.0x65.1	192x64	5V
Shenzhen JINGHUA Displays	19264C	100.0x37.0	192x64	5V
SUNLIKE Display Tech. Corp.	SG24064A	134.0x40.4	240x64	5V
Tianma	TM24064BB CWVBYD	127.16x33.8	240x64	5V
Hantronix	HDM64GS2	132.0x39.0	240x64	5V

Como resultado de este estudio, se seleccionó el cristal líquido de ODT modelo OGM-128GB109G-C-KE050 que presenta una resolución de 128x64 pixels, es monocromático, tiene un bus bidireccional de 8 bits de datos y una interfaz paralela que es manipulada mediante líneas de propósito general del micro controlador.

El teclado de membrana de tres teclas es atendido también por el micro controlador y es utilizado para la interacción del usuario con el equipo en general, se escogió la tecnología de membrana por su bajo costo, su simplicidad tecnológica y las facilidades de higienización. La bocina es empleada para llamar la atención del paciente en determinadas circunstancias, mientras que la memoria flash de 64 Mbit fabricada por Atmel, modelo AT45DB642D, es utilizada para almacenar por un intervalo de tiempo la señal adquirida con el objetivo de poder realizar estudios posteriores. La interfaz para la escritura y lectura de la memoria, es serie sincrónica y compatible con el modo SPI. Ambos componentes, tanto la memoria como la bocina son controlados a través de señales de control del microprocesador. La comunicación Bluetooth se establece a través del módulo LMX9838 de National Semiconductors, este dispositivo efectúa la transmisión de los datos del paciente y la señal de ECG en tiempo real a un dispositivo de cómputo. El módulo LMX9838 es un

controlador de enlace de banda base bajo la especificación Bluetooth 2.0 en la frecuencia de radio 2,4 GHz, que contiene la antena, el cristal, una CPU compuesta por un procesador Compact RISC con arquitectura de 16 bits, memoria EEPROM de programa y memoria RAM para soportar actualizaciones y/o mejoras de funcionamiento, el puerto serie de comunicación, interfaz digital de audio avanzada, administración de energía con modo de bajo consumo, oscilador de baja frecuencia (LFO) y pines de E/S de propósito general.

Todos los circuitos fueron diseñados con componentes de montaje superficial y de bajo consumo de potencia, puesto que el equipo es alimentado por dos baterías de tipo NiMH-AA recargables y debe ser pequeño para proporcionar una mayor comodidad al portador. Para prolongar la duración de la carga de las baterías se implementó un mecanismo de control de potencia para los dispositivos más consumidores. La Figura 1, muestra el diagrama funcional del equipo.

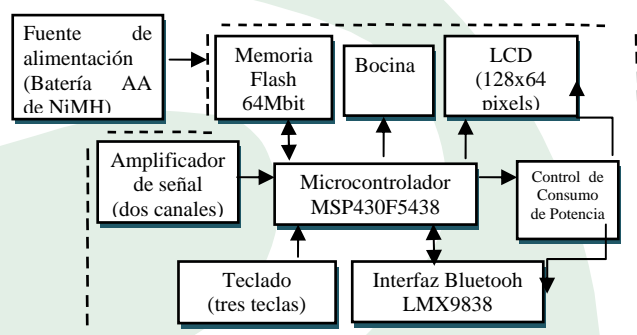


Fig.1 Diagrama funcional del equipo.

Los mecanismos para la disminución de potencia consumida consisten en la desconexión de los bloques más consumidores mientras no se estén utilizando. Estos se implementaron mediante el control, a través de un pin del micro controlador, de un transistor “mosfet”, quien se encarga de desconectar la energía a bloques. De esta forma aumenta considerablemente la duración de las baterías hasta llegar a su máximo uso continuo de 48 horas.

2.2 Firmware y funcionamiento

Al presionar la tecla de INICIO, el equipo comienza a realizar un proceso para identificar si tiene señal en los electrodos tradicionales (cable de paciente) o en los electrodos incorporados al mueble del equipo. Este proceso es controlado por interruptores analógicos SN74LVC1G66DCKR, los cuales permiten seleccionar la vía de entrada de las señales

que se van amplificar y mostrar en el LCD. El control de los interruptores se realiza mediante una línea de uso general del micro controlador.

Una vez que se detecta por qué vía está recibiendo la señal, comienza el proceso de digitalización y filtrado de la señal. El ECG se muestra en la pantalla del equipo, se detectan los complejos QRS, se calcula la frecuencia cardiaca y se detecta si hay alteraciones del ritmo cardiaco. Simultáneamente, la señal se graba en la memoria del equipo y se transmite. El tiempo de adquisición se fija en la configuración del equipo y las veces que se usa el equipo en el día las establece el médico que indica el uso del equipo.

El ECG es convertido en una señal digital mediante el conversor A/D a una frecuencia muestreo de 250 Hz y con una resolución de 3,26 μ V. La señal digital es filtrada con el fin de estabilizar la línea base y atenuar la presencia de ruidos; para ello, se utiliza un filtro del tipo “moving average” cuya expresión aparece a continuación [7]:

$$y(k) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=k-K+1}^k \sum_{n=m-K+1}^m x(n) - \frac{1}{L^2} \sum_{m=k-L+1}^k \sum_{n=m-K+1}^m x(n) \quad (I)$$

donde:

$x(n)$: Señal de entrada,
 $y(k)$: Señal filtrada en el instante k,
 K, L: Constantes asociadas a las frecuencias de corte.

Las frecuencias de corte del filtro se ajustan a 0,6 Hz y 37 Hz con el fin de atenuar la influencia del ruido electromiográfico y de estabilizar la línea base. Este filtro tiene una expresión que resulta compleja para ser implementada en tiempo real en un micro controlador, por lo que fue necesario realizar algunas optimizaciones en su programación.

Para la detección de los complejos QRS en tiempo real se utiliza una función de energía que se calcula para cada una de las muestras adquiridas. La detección en si se realiza a partir del cálculo de dos umbrales que son actualizados periódicamente. Un primer umbral se utiliza para delimitar la frontera entre la señal que es candidata a ser un complejo QRS y la que no lo es; este umbral se fija en un 15 por ciento del máximo valor de la función de energía en los diez segundos anteriores. Un segundo umbral se establece para delimitar el final del complejo QRS y para conocer si es significativa la cantidad de puntos que componen la zona que es candidata a ser un complejo QRS. La función de energía se calcula utilizando una ventana

móvil de 150 ms ya que la gran mayoría de los complejos QRS no sobrepasan esta duración.

$$y(k) = \sum_{n=k-N+1}^k x(n) \quad (\text{II})$$

donde:

$y(k)$: valor de energía para el instante k ,
 $x(n)$: valor de la derivada al cuadrado para la muestra, n , N : ancho de la ventana de energía.

El inicio del complejo QRS se identifica haciendo un recorrido hacia atrás, desde el instante en que se cumplió con el primer umbral, en búsqueda del instante en que la pendiente de la señal tiene un valor absoluto muy pequeño de forma estable ya que esta condición es indicativa de que se pasó del complejo QRS al segmento PR. El final del complejo se estima a partir de un umbral que busca acercarse al máximo valor de energía en la zona estudiada ya que en el primer momento en que se alcance este máximo, debe estar contenido el complejo estudiado dentro de la ventana móvil de energía. El máximo valor de ECG entre estos puntos se utiliza como punto fiducial para medir la duración del intervalo RR y a partir de éste se calcula la frecuencia cardiaca. Todo el "firmware" del equipo está programado en el lenguaje C para los microcontroladores de la familia MSP.

La adquisición del ECG termina al pasar el tiempo de adquisición configurado o al presionar la tecla INICIO nuevamente. Por cada sesión de ECG adquirida quedará grabada en el equipo la siguiente información: ECG digital, valores máximo, mínimo y promedio del intervalo RR; valores máximo, mínimo y medio de la frecuencia cardiaca y por último la cantidad de latidos anchos y prematuros.

3. RESULTADOS

El diseño del equipo ha sido concluido y se realizó puesta en marcha del primer prototipo del equipo como un todo pues todas las partes habían sido probadas por separado. Primeramente se puso en marcha el microcontrolador y posteriormente se probó la comunicación con el LCD, la memoria y el módulo Bluetooth. Finalmente se montó el amplificador y se le están realizando las pruebas que están establecidas para equipos de ECG ambulatorios.

La detección del complejo QRS fue evaluada preliminarmente con doce casos de la base de datos anotada MIT-BIH que es considerada como un estándar internacional para estas evaluaciones. Esta

base de datos está compuesta por señales registradas en condiciones ambulatorias con equipos tipo Holter, por lo que se puede decir que van a ser señales más contaminadas que las que debe manejar el equipo diseñado.

Los resultados obtenidos fueron satisfactorios para la aplicación que se está desarrollando, en la Tabla II se muestra un resumen de los casos estudiados. A pesar de la considerable variedad de complejos QRS presentes en las señales estudiadas, casi la totalidad fueron detectados. Un hecho que debe destacarse es que no se produjeron falsos positivos en la detección y esto es de gran importancia ya que un falso positivo falsearía la medición del intervalo RR y por tanto se podría decir equivocadamente que hay alguna alteración del ritmo cardiaco. Los falsos negativos siempre están presentes pues no se ha reportado hasta el momento ningún algoritmo que sea efectivo al 100%.

Tabla II
Resultados globales en la detección de complejos QRS

Caso	QRS/Caso	QRS detectados	%
100	2273	2218	97,58
101	1865	1812	95,15
103	2084	2033	97,55
105	2572	2561	99,57
106	2027	1996	98,47
108	1774	1751	98,70
112	2539	2488	97,99
123	1518	1483	97,69
208	2955	2901	98,17
209	3005	2959	98,47
210	2650	2594	97,88
230	2256	2187	96,94
Total	27518	26983	98,05

Para probar el funcionamiento de la comunicación "Bluetooth", se implementó una prueba que consistía en transmitir continuamente un ECG simulado (ritmo sinusal, frecuencia cardiaca de 60 latidos por minuto) hacía una computadora en la que un programa desarrollado al efecto recibía la señal y la almacenaba. En pruebas de 10 horas consecutivas transmitiendo, no se apreciaron diferencias significativas entre la señal recibida y la transmitida, por lo que los autores consideran que el canal de comunicación Bluetooth implementado tiene un funcionamiento estable y se adapta a los requisitos de esta aplicación.

4. CONCLUSIONES

Se concluyó la etapa de diseño de un nuevo equipo destinado a la adquisición del ECG en el hogar de forma sencilla para estudios del ritmo cardíaco.

Se ha logrado un equipo de bajo consumo, lo que garantiza un adecuado nivel de autonomía con las baterías que fueron seleccionadas para el mismo.

La comunicación Bluetooth ha sido estable y confiable en las pruebas realizadas.

Los algoritmos implementados para el procesamiento del ECG han dado resultados satisfactorios en las pruebas realizadas. La carga computacional que representan es soportada por el micro controlador que se seleccionó.

REFERENCIAS

- [1] World Heart Organization: The World Heart Report 2008. Accesible en: <http://www.who.int/research/es/>, consultado en octubre, 2008
- [2] Infomed: Portal de Salud Cubana, Anuario 2007, "Principales causas de muerte todas las edades 1970, 1981, 1993, 2000-2001, 2006-2007" Accesible en: <http://www.infomed.sld.cu/anuario/anu01/cmt12.htm>, consultado en noviembre, 2007.
- [3] S. Eaton, "Handbook for Personal Caregivers of the Elderly. Bloomington", IN: 1st Books Library, 2002
- [4] R. Rice, "Home Care Nursing Practice: Concepts and Application", 3rd edition, Philadelphia: Mosby, 2005.
- [5] M. Conti, "The Handbook of Ad Hoc Wireless Networks", Chapter 1, CRC Press, 2003. ISBN 0-8493-1332-5
- [6] J.G. Webster, "Medical Instrumentation Applications and Design", Chapter 3, pp 249, 256-258, 262, 2001.
- [7] A. Ligtemberg, "A Robust QRS detector", Engineering in Medicine and Biology Journal, Vol 3, pp 272-279, 1983
- [8] D. Konstantas, R. Herzog, "Continuous monitoring of vital constants for mobile users: The mobihealth approach", EMBC, pp 3728-3731, 2003.