

Diseño e Implementación de Monitor Holter de Bajo Costo con Almacenamiento de Señal de ECG.

M. A. Cárdenas-Macías¹, A. R. Mejía-Rodríguez¹.

¹Ingeniería Biomédica, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí.

Resumen— En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un Monitor Holter de bajo costo. El dispositivo es capaz de adquirir y almacenar la información útil por periodos de tiempo superiores a 6 horas y con una buena morfología de la señal de ECG aun en presencia de movimientos. El dispositivo propuesto consta de un circuito de adquisición de la señal eléctrica del corazón mediante un amplificador de instrumentación, un filtro pasa banda activo de primer orden (de 1Hz a 90Hz), con una ganancia de 500 para una amplitud media del ECG de 1V, y con un offset de 1.5V que permite la adquisición adecuada en un dispositivo digital como lo es Arduino. Adicionalmente, el guardado de los datos se realiza mediante un módulo SD. Finalmente, la implementación propuesta de un algoritmo detector de complejos QRS mediante una ventana derivativa y el procesamiento de la señal para el cálculo de la frecuencia cardiaca es evaluada en condiciones simuladas y en un sujeto de control.

Palabras clave— Monitor Holter de bajo costo, Almacenamiento de ECG, Cálculo de frecuencia cardiaca en tiempo real.

I. INTRODUCCIÓN

Existen condiciones cardiopáticas como el periodo post ataque cardíaco, fibrilación auricular, taquicardia auricular, palpitaciones, bradicardia, taquicardia, entre otras, en las que es necesario tener información del funcionamiento del sistema de conducción eléctrico del corazón a lo largo de la jornada diaria del sujeto, de tal manera que se tenga información que ayude al diagnóstico; el dispositivo utilizado en estos casos es un Monitor Holter. Un Holter es un dispositivo que registra la señal electrocardiográfica (ECG) y la frecuencia cardiaca (FC) en forma continua por periodos largos de tiempo (de 24 a 48 horas). Sin embargo, el acceso a este tipo de dispositivos en un país como México en donde enfermedades cardiovasculares como la hipertensión, cardiopatías congénitas, obesidad, por mencionar algunas, que conforman la mayoría de las causas de mortalidad en adultos puede resultar no asequible para la mayoría de la población [1, 2, 3, 4].

Por tal motivo, el presente trabajo tiene como objetivo proponer el diseño e implementación de un Monitor Holter de bajo costo que sea compatible con plataformas reprogramables, y que tenga la posibilidad de almacenar la información relacionada con la señal de ECG y el valor de la FC estimada latido a latido de forma continua y en tiempo real. Adicionalmente, se presentan las pruebas preliminares del desempeño del dispositivo utilizando desde un enfoque real (registro del ECG de un sujeto sano), como simulado (simulador de paciente).

II. METODOLOGÍA

El desarrollo e implementación del Monitor Holter consta de dos etapas: 1) La implementación del hardware, es decir, el circuito de adquisición de la señal de ECG y el sistema de guardado de datos; y 2) la implementación del software, la cual comprende el algoritmo detector de picos y la estimación de la FC latido a latido en tiempo real.

1) Implementación del Hardware:

i) *Circuito de adquisición de señal de ECG*: El circuito implementado busca ser un sistema con la menor cantidad de componentes electrónicos y aun así contar con una adquisición analógica robusta, el cual consta de un amplificador de instrumentación (AD620 [5]) para la adquisición y amplificación de la señal de ECG con una ganancia de 50, y de un amplificador operacional de uso general (TL081 [6]) para la implementación de un filtro pasa banda activo de primer orden con una ganancia de 10, el cual tiene la función de transferencia siguiente:

$$H(S) = -\frac{R_1 C_2 S}{(1 + R_1 C_1 S)(1 + R_2 C_2 S)} \quad (1)$$

Con frecuencias de corte $Fca = 1.06\text{Hz}$ y $Fcb = 91.92\text{Hz}$; donde Fca corresponde a la frecuencia de corte del paso altas, y Fcb la frecuencia de corte del paso bajas, que conforman ancho de banda del filtro pasa banda implementado [7, 8].

Estos dos bloques están conectados en configuración en cascada para obtener una ganancia final de 500 que corresponde a una amplitud media de la señal de ECG de 1Vpp. Adicionalmente, para que esta señal pueda ser utilizada en dispositivos reprogramables, como es el caso de una tarjeta Arduino, fue necesario agregar un voltaje de offset con amplitud de 1.5V el cual asegura que se tendrán siempre voltajes positivos en la parte digital del sistema.

La Fig. 1 a) y Fig. 1 b) muestran respectivamente el diagrama esquemático del circuito y el prototipo del mismo utilizado para los resultados obtenidos en este trabajo, en donde se puede apreciar las dimensiones (5.0x3.5 cm²) del hardware implementado en una tarjeta de circuito impreso. Es importante mencionar que para lograr una óptima portabilidad del sistema se busca que las dimensiones del hardware sean lo más reducidas posibles y que la alimentación de toda la circuitería corresponde a una batería de 9 V para toda la implementación del hardware, utilizando

un divisor de tensión para la polarización de las secciones requeridas.

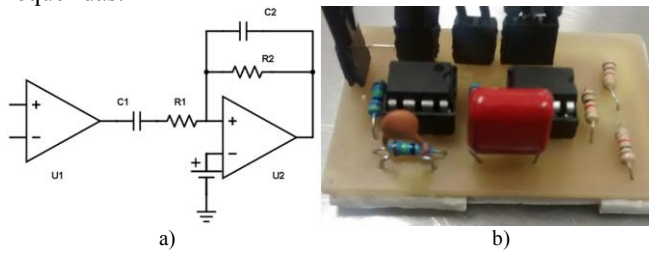


Fig. 1. Adquisición, amplificación y filtrado de señal de ECG en el sistema propuesto; a) Diagrama esquemático, b) Implementación del circuito (dimensiones de 5.0x3.5 cm²).

ii) Sistema de guardado de datos: Para el presente trabajo se consideró el uso de un módulo SD conectado a una tarjeta Arduino UNO el cual permite el almacenamiento de la información de interés en un archivo de texto (.TXT). Las señales consideradas para su almacenamiento son: la señal del tiempo de adquisición, la señal de ECG amplificada y filtrada, la señal que se obtiene del algoritmo detector de picos R, y la señal del valor de la FC latido a latido. Se eligió este formato de archivo de almacenamiento (.TXT) para facilitar la portabilidad, lo que da la posibilidad de realizar un procesamiento fuera de línea en un software de procesamiento de señales como puede ser MATLAB [9].

2) Implementación del Software:

i) Algoritmo detector de complejos QRS: El algoritmo utilizado en el Monitor Holter implementado consiste en una convolución de una ventana derivativa para lograr resaltar los grandes cambios ocasionados por los complejos QRS en la señal de ECG, a la cual se estima la cuadratura con el fin de encontrar la magnitud del cambio de los picos R, y finalmente se le aplica una convolución con ventana integrativa sirviendo de promedio móvil para lograr la suavización de la señal, el cual se basa en el algoritmo original descrito por Pan-Tompkins [10]. Las ecuaciones que representan lo descrito anteriormente, es decir, la convolución derivativa, la cuadratura y el promedio móvil, corresponden a las siguientes ecuaciones respectivamente.

Derivada:

$$y[n] = u[n + 1] - u[n] \quad (2)$$

Cuadratura:

$$y[n] = u[n]^2 \quad (3)$$

Integral:

$$y[n] = u[n] + u[n + 1] + u[n + 2] \quad (4)$$

Donde $u[n]$ representa la entrada al sistema (la señal de ECG) que tendrá que pasar por la etapa Derivativa, de Cuadratura e Integrativa propuestas, para finalmente obtener $y[n]$ que corresponde a la salida del sistema (señal de magnitud de los picos R detectados).

ii) Cálculo de la frecuencia cardiaca en tiempo real: El cálculo de la FC latido a latido se lleva a cabo tomando la señal obtenida del algoritmo detector de complejos QRS (la cual corresponde a la ecuación (4)). A partir de esta señal, se considerará un pico R candidato a los valores que sobrepasen un valor de umbral y solamente cuando el valor de la señal sea mayor que el anterior, es decir con pendiente positiva; de tal forma que al encontrar un valor con pendiente negativa se dejara de evaluar la señal y se guardara el valor del tiempo del último punto de la señal con pendiente positiva. Posteriormente, al volverse a cumplir la condición de umbral, es decir encontrar otro pico R candidato y su posición en tiempo, se realizará la diferencia entre los valores encontrados de tiempo del pico R candidato actual y del pico R candidato anterior, dando como resultado el intervalo R-R de la señal original de ECG que finalmente será utilizado para calcular la FC mediante la siguiente expresión:

$$LPM = \frac{60s}{(\Delta R)} \quad (5)$$

Donde LPM corresponde a la frecuencia cardiaca en latidos por minuto y ΔR es el intervalo R-R [11, 12]. Para este trabajo, el valor de umbral se seleccionó empíricamente con un valor del 25% de la amplitud total de la señal que se obtiene de (4).

Una vez conocido el valor de LPM es posible establecer condiciones que determinen frecuencias cardiacas anormalmente altas y/o anormalmente bajas particulares a cada usuario, de tal manera que sea posible obtener información del tiempo en que puedan suceder eventos anormales. De esta manera es posible programar umbrales específicos para cada usuario evidenciando la versatilidad del dispositivo.

Es importante mencionar que la sección digital del dispositivo fue implementada en un microcontrolador reprogramable de tal manera que fuera sencilla y altamente reproducible la implementación del algoritmo, el cálculo de la frecuencia cardiaca en tiempo real, y el almacenamiento de las señales todo en un mismo sistema. En este trabajo dicho sistema digital corresponde a una placa Arduino UNO.

III. RESULTADOS Y DISCUSION

A continuación, se muestran los resultados de las pruebas del desempeño del Monitor Holter implementado. En este caso se muestran gráficas generadas fuera de línea a partir de los datos almacenados en la tarjeta SD del dispositivo propuesto, y en cada grafica se muestra la señal de ECG amplificada y filtrada, a la par de la señal estimada de la frecuencia cardiaca latido a latido. En este caso los resultados mostrados corresponden a señales adquiridas en un sujeto de prueba sano, y un simulador de pacientes Fluke ProSim 3 el cual permite estudiar señales de ECG en condiciones normales y simular cardiopatías.

En la Fig. 2 se muestra una sección de los resultados obtenidos para el caso del sujeto de control, que para este trabajo se utilizó un sujeto masculino sedentario sano de 21 años en condiciones de reposo y de actividad moderada, que corresponden en este caso a guardar reposo sentado en el laboratorio y a caminata por las instalaciones de la universidad, en donde es posible apreciar una buena morfología de la señal (gráfica de ECG en rojo) la cual fue adquirida utilizando la derivación CM5, con el fin de minimizar ruidos fisiológicos y de electromiografía (EMG). Adicionalmente, se aprecia que el valor de la FC estimada es adecuado dado que se observa la correspondencia de la ubicación de los picos R de la señal de ECG con los cambios en nuestra señal de FC, además de que se observa que la FC oscila entre valores entre 70 y 75 LPM lo cual corresponde con la FC media de nuestro sujeto de control (gráfica de FC en azul).

En la Fig. 3 se aprecian las señales de interés en condiciones de una FC alta (120 LPM) obtenidas utilizando el simulador de pacientes. En este caso se encuentra una adquisición adecuada de la señal de ECG, y una estimación aceptable de la FC al observarse variaciones entre 115 y 120 LPM.

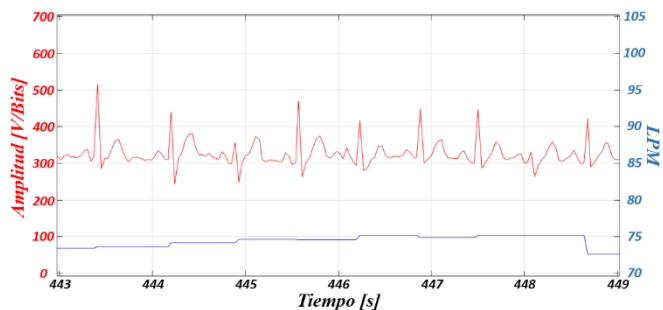


Fig. 2. Fragmento de una señal adquirida en un sujeto sano, donde se puede apreciar la amplitud de la señal de ECG (rojo) y la señal de FC estimada (azul).

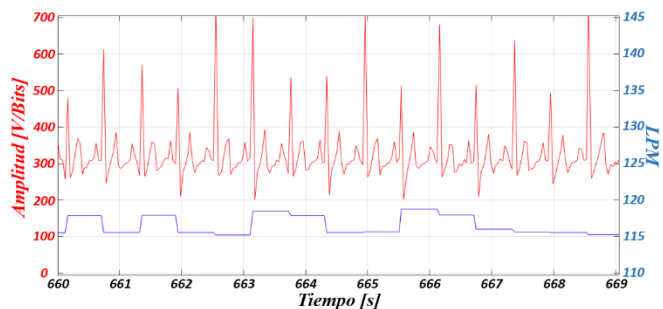


Fig. 3. Fragmento de una señal adquirida del simulador Fluke ProSim 3 en condiciones normales a una FC de 120 LPM, donde se puede apreciar la amplitud de la señal de ECG (rojo) y la señal de FC estimada (azul).

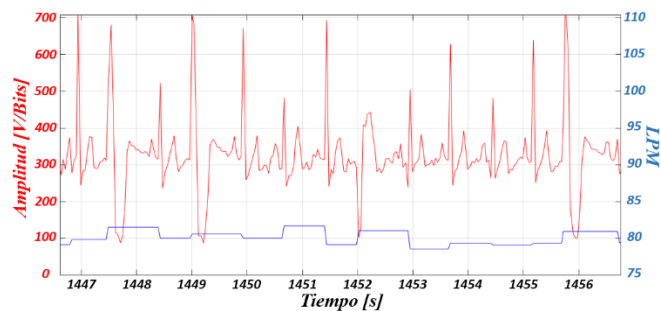


Fig. 4. Fragmento de una señal adquirida del simulador Fluke ProSim 3 con una arritmia de Complejos Ventriculares Prematuros a una FC de 80 LPM, donde se puede apreciar la amplitud de la señal de ECG (rojo) y la señal de FC estimada (azul).

Finalmente, para evaluar la robustez del sistema propuesto, en la Fig. 4 se muestran los resultados obtenidos en condiciones simuladas de cardiopatía, particularmente un ECG en presencia de Complejos Ventriculares Prematuros. En este caso es posible apreciar que la estimación de la FC presenta pocas variaciones en presencia de morfologías complejas de la señal de ECG.

Lo anterior sugiere que el Monitor Holter implementado conserva robustamente la morfología de la señal adquirida, y tiene un correcto guardado de las señales en archivos de texto para su análisis fuera de línea. Además, el cálculo de la FC latido a latido demostró ser apropiado, con una estimación que oscila en un máximo del $\pm 5\%$ para las condiciones reales y simuladas estudiadas en este trabajo.

En términos del dispositivo, es importante destacar que aun con la instrumentación utilizada de bajo costo se tiene una autonomía del Monitor Holter implementado superior a las 6 horas de trabajo por cada cambio de batería requerido. Adicionalmente, se puede considerar el diseño del dispositivo adecuado para su uso en condiciones de reposo y movimiento, dado que la instrumentación implementada es capaz de filtrar oportunamente artefactos de EMG y relacionados al movimiento.

En la Fig. 5 a) se muestra la versión final del Monitor Holter implementado, donde el sistema completo se encuentra dentro de una carcasa hecha de MDF (tabla de fibra de densidad media, por sus siglas en inglés), que tiene una dimensión final de $6.2 \times 7.8 \times 8.4 \text{ cm}^3$. Se eligió este material debido a su bajo costo y estética. En la carcasa pueden ser apreciadas las ranuras necesarias para la accesibilidad de la memoria SD, los cables de electrodos, y la presencia de diodos LED que sirven como indicadores de frecuencias cardíacas bajas, normales y altas (programadas directamente en el software, dependiendo de las necesidades de cada usuario). Finalmente, en la Fig. 5 b) se muestra un ejemplo de la portabilidad del sistema y la colocación de los electrodos en el usuario de prueba.

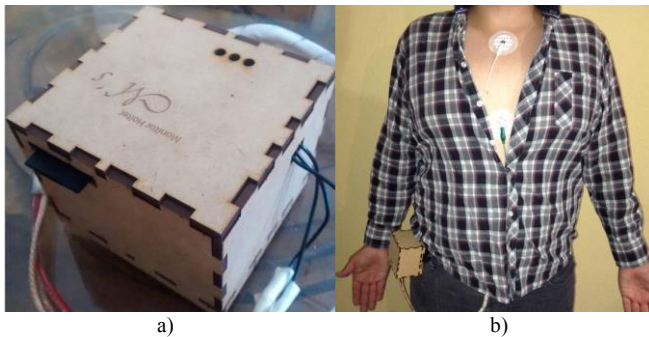


Fig. 5. Versión final del Monitor Holter propuesto. a) Carcasa hecha de MDF con dimensiones de 6.2x7.8x8.4 cm³, b) Colocada en el sujeto de prueba.

IV. CONCLUSIÓN

El presente trabajo mostró el diseño, implementación y evaluación preliminar de un Monitor Holter de bajo costo. Este sistema es capaz de amplificar, filtrar y almacenar correctamente las señales de ECG y FC latido a latido en condiciones normales y simuladas, dando la posibilidad de realizar un análisis posterior, lo que podría brindar información útil para el diagnóstico de pacientes con cardiopatías. Además, dadas las características de bajo costo del dispositivo, se considera que se tiene una buena relación costo/eficiencia considerando la instrumentación utilizada con el tiempo efectivo de uso sin requerir cambio de batería.

Dentro de las perspectivas del trabajo, se tiene contemplado realizar una comparación cuantitativa del sistema propuesto con un dispositivo comercial para verificar su desempeño en condiciones reales de uso de un Monitor Holter. Adicionalmente, se considera realizar una actualización del hardware utilizado para mejorar la portabilidad (circuitería de montaje superficial e inalámbrico, y baterías de menores dimensiones) y autonomía del dispositivo, así como de optimizar y evaluar estadísticamente los algoritmos actualmente implementados para hacer el sistema más robusto a las posibles cardiopatías en las que pudiera ser utilizado.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Miller JM, Zipes DP. Diagnosis of cardiac arrhythmias. In: Bonow RO, Mann DL, Zipes DP, Libby P, eds. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 9th ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2011:chap 36.
- [2] Olgin JE. Approach to the patient with suspected arrhythmia. In: Goldman L, Schafer AI, eds. Goldman's Cecil Medicine. 24th ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2011:chap 62.
- [3] Encuesta Nacional de Salud y Nutrición [ENSANUT] SSA. 2006.
- [4] Martín Rosas-Peralta, Fause Attie (2007): 'Enfermedad cardiovascular. Primera causa de muerte en adultos de México y el mundo', Archivos de cardiología de México, Mex, pp.91-93

- [5] 'Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier', Analog Devices, Inc., Norwood, MA, 2011.
- [6] 'TL081 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier', National Semiconductor Corporation, U.S.A., 1995.
- [7] Paul Scherz. Practical electronics for inventors. 1st ed; 2000: chap 8.
- [8] John G. Webster, Medical Instrumentation Application and Design. 4th ed; 2009.
- [9] Pfarher, Iván – Reula, Germán - Tovorosky, Pablo – Zanin, Miguel –Caballero Raul - Maggiolo Gustavo: 'Holter con memorias SD y sistema experto de evaluación cardíaca', UTN – Facultad Regional Paraná – Cátedra de Técnicas Digitales.
- [10] PAN, J., AND TOMPKINS, W. J. (1985): 'A real-time QRS detection algorithm', IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32(3), pp.230-236
- [11] Tanaka H, Monahan KD y Seals DR, "Age-predicted Maximal Heart Rate revisited", J Am Coll Cardiol 2001, 37 (1): 153-156.
- [12] Bernstein D. Evaluation of the cardiovascular system: history and physical evaluation. In: Kliegman RM, Stanton BF, St. Geme JW III, et al, eds. Nelson Textbook of Pediatrics. 19th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders; 2011: chap 416.