

ALTERNATIVA PARA GENERAR BASES DE DATOS DE PACIENTES POST-INFARTADOS: ELECTROCARDIOGRAFO DE ALTA RESOLUCIÓN

ALTERNATIVE TO GENERATE POST-INFARCTED PATIENTS DATABASES: HIGH-RESOLUTION ELECTROCARDIOGRAPH

Roberto López A.¹, Marco A. Reyna C.², Miguel E. Bravo Z.³ Ramses A. Salazar Q⁴
ravitia@uabc.mx / mreyna@uabc.mx / mbravo@info.rec.uabc.mx / ramca@gmail.com

Recibido: marzo 18, 2009 / Aceptado: octubre 28, 2009 / Publicado: noviembre 21, 2009

RESUMEN. Los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV) son componentes de señal electrocardiográfica (ECG), que aparecen en la parte Terminal del complejo QRS y/o al inicio del segmento ST. Estos suelen tener amplitudes del orden de los micro-voltios, los cuales con frecuencia son usados como marcadores no-invasivos en la prognosis de riesgo de muerte súbita cardiaca; sobre todo en aquellas personas que se recuperan de un infarto de miocardio. Para poder detectarlos, se requiere de registros ECG conocidos como de alta resolución (ECGAR). En el Internet se pueden encontrar algunas señales de este tipo, con el inconveniente de que o provienen de registros adquiridos con electrocardiografía ambulatoria (Holter) y/o fueron tomadas de personas con genética distinta a la hispanoamericana. Es necesario contar con bases de datos con esta clase de señales que permitan estudiar su prognosis de riesgo de muerte basada en los PTV que se detecten. Estas bases de datos de ECGAR propias, pudieran producirse de dos maneras: (1) Existen en el mercado algunos equipos especializados para generar señales ECGAR, pero suelen ser muy caros y por lo regular son sistemas cerrados; es decir, los ECGAR son generados en formatos que únicamente su sistema reconoce y no permite su manipulación con otro tipo de software, por ejemplo MatLab o LabView. La otra opción posible es mediante la construcción de un Electrocardiógrafo de Alta Resolución (EKGAR). En este trabajo se presenta la propuesta de construcción de un EKGAR, que se está desarrollando en apoyo a las necesidades de la línea de investigación en Potenciales Tardíos Ventriculares del Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental de la Universidad Autónoma de Baja California (UABC). El desarrollo de este EKGAR permitirá construir una base de datos para el estudio de pacientes post-infartados con riesgo de muerte cardiaca súbita de la localidad.

PALABRAS CLAVE: Post-infarto, Alta resolución, Potenciales Tardíos Ventriculares, electrocardiografía, Mexicali

ABSTRACT. Ventricular Late Potentials (VLP) are components of Electrocardiography signal (ECG), which appear at the end of the QRS complex and/or at the beginning of the ST segment. These normally have amplitudes of micro-volts, which are often used as non-invasive markers in the prognosis of sudden cardiac death risk; especially people who is recovering from myocardial infarction. VLP detection requires ECG records known as High-Resolution Electrocardiography (HRECG). On the Internet can be found some signals of this type, with the disadvantage that these records come from or were acquired with ambulatory electrocardiography (Holter) and/or were acquired from non Hispanic people. There is a need for databases with signals obtained from Hispanics, allowing us to study prognosis of death risk based on the VLP detection. These own HRECG databases could be produced by two manners: (1) There are some specialized commercial equipment that generate HRECG signals, but they are expensive and usually are closed systems, i.e., the HRECG are generated in formats that only the own system recognizes and does not allow manipulation with other software, such as MatLab or LabView. (2) The other available option to generate this own database, is by building a High-Resolution Electrocardiograph (HREKG). This paper presents a HREKG design, which is being developed to support needs on Ventricular Late Potentials research of Bioengineering and Environmental Health Academic Group of the Autonomous University of Baja California (UABC). The HREKG development will build a database for the study of postinfarcted patients with sudden cardiac death risks in our community.

KEYWORDS: Post-infarction, High Resolution, Ventricular Late Potentials, Electrocardiography, Mexicali

¹ Estudiante de Doctorado del Programa de Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería y colaborador del Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental de la Universidad Autónoma de Baja California (UABC). Álvaro Obregón y Julián Carrillo S/N, Mexicali, C.P. 21100, Baja California, México. www.uabc.mx.

² Investigador del Instituto de Ingeniería y Coordinador del Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental de la UABC

³ Profesor de la Facultad de Ingeniería y Miembro del Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental de la UABC.

⁴ Estudiante de la Licenciatura en Ingeniería Electrónica de la UABC



Introducción

La muerte cardíaca súbita es una de las principales causas de muerte en el mundo [1] y México presenta parámetros alarmantes [2]. El Electrocardiograma (ECG) estudia la actividad eléctrica del corazón, el cual se puede registrar entre dos puntos de la superficie del cuerpo a través de transductores que convierten los potenciales iónicos en corrientes eléctricas. La señal ECG está compuesta de diferentes ondas, complejos, intervalos y segmentos, cuyo punto de referencia es la línea basal (o isoeletrica). Los intervalos de tiempo entre ondas proporcionan información sobre la actividad electrofisiológica, de manera que pueden mostrar anomalías en el funcionamiento del corazón. Se llaman derivaciones a los distintos sitios donde se colocan los electrodos, los cuales registran la actividad eléctrica generada en derivaciones distintas, de tal modo que éstas varían de entre una y otra [3]. Es bien sabido que la detección de los llamados Potenciales Tardíos Ventriculares (PTVs) predice la posible muerte súbita en algunos padecimientos cardiovasculares, incluyendo los de los pacientes post-infartados [4]. Los PTVs son micropotenciales de señal ECG que ocurren al final del complejo QRS y/o al inicio del segmento ST, los cuales presentan problemas de detección y cuantificación que varía dependiendo de quien esté realizando el examen [5], a tal grado que su estudio se ha llevado hasta niveles espectro-temporales [6].

Los PTVs son una manifestación de retardos en la conducción o un mecanismo de reentrada en el corazón que produce alteraciones en su funcionamiento normal, sus amplitudes aparecen en un rango de 5 a 40 μV y su banda de frecuencias va desde los 40 a 200 Hz. Debido a que sus amplitudes son extremadamente pequeñas, para lograr su adquisición se utilizan sistemas de registro con convertidores analógico-digital (CAD) de alta resolución, de al menos 12 bits en la electrocardiografía de superficie y explícitamente con Electrocardiógrafos de Alta Resolución (EKGAR) [5], que podrían prevenir que aquellos pacientes que han sufrido un infarto al miocardio desarrollen taquicardia ventricular maligna y, por ende, sufran una muerte cardíaca súbita.

En este trabajo se presenta el diseño de un Electrocardiógrafo de Alta Resolución con interfase USB (UM232), que permite la comunicación con microcontroladores y la PC, para el estudio de Potenciales Tardíos Ventriculares.

Materiales y Métodos

El diagrama a bloques del sistema propuesto se muestra en la figura 1, el cual se describe a continuación por etapas.

El electrocardiógrafo está constituido de tres canales (X, Y y Z), comenzando con el registro de los electrodos de la red de Frank y finalmente mostrando los tres canales ortogonales simultáneamente.

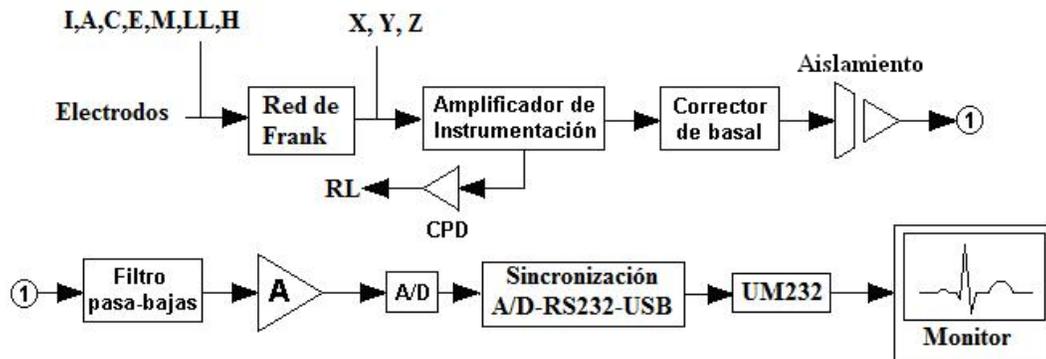


Figura 1. Diagrama a bloques del sistema de diseño de un EKGAR.

- 1) **Red de Frank:** La Actividad eléctrica del corazón en un EKGAR se representa por las derivaciones X, Y y Z de la red de resistencias de Frank. Un arreglo de resistencias universalmente utilizado para la construcción de vectocardiogramas (VCG), donde a través de siete electrodos (I,A,C,E,M,LL,H) y un octavo de referencia (RL) forman las tres derivaciones ortogonales (X,Y,Z) que pueden representar el resto de las derivaciones [7].

Los cables de las derivaciones son blindados, y sus mayas están aterrizadas para ayudar a reducir la interferencia producida por campos eléctricos; así mismo se trenzan entre ellos para disminuir las interferencias magnéticas.

- 2) **Amplificadores de instrumentación:** El amplificador de instrumentación (figura 2) fue construido con el amplificador operacional cuádruple LT1014 (A1-A4) y las resistencias usadas fueron al 1% de tolerancia, de modo que el CMRR efectivo fuera mayor a 90 dB. La ganancia del amplificador de instrumentación se fijó en 50.

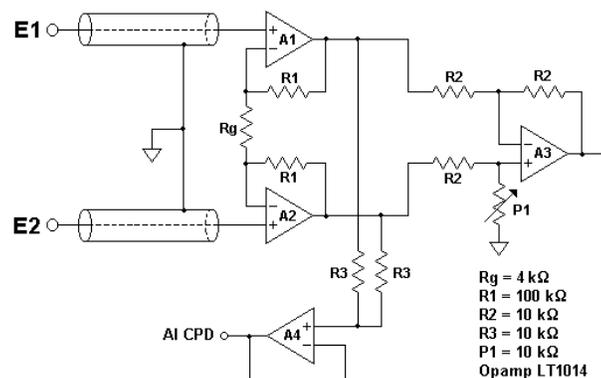


Figura 2. Amplificador de instrumentación de ganancia 50.

En la figura 2 también se muestra el circuito de la pierna derecha (CPD) que se implementó. Ésta es una propuesta hecha en los años ochentas [8] para ayudar a reducir el voltaje en modo común inducido por el cuerpo y que hasta la fecha es muy utilizado [9].

- 3) **Corrector de Basal:** Para que la señal adquirida vuelva a la línea isoeléctrica, es necesario utilizar circuitos supresores de corriente directa [10] que presenta tiempos de respuesta lentos, pero un muy alto CMRR. Para el caso nuestro utilizamos el corrector de basal que se muestra en la figura 3, que presenta un tiempo de respuesta de 2 segundos.

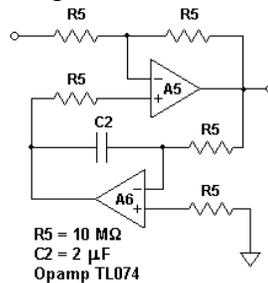


Figura 3. Corrector de basal utilizado

La relación entre el voltaje de salida y el voltaje de entrada es:

$$A(s) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_5 C_2 s}{R_5 C_2 s + 2} \tag{1}$$

Haciendo la deducción su frecuencia de corte es:

$$f_o = \sqrt{\frac{4K}{1-K}} \cdot \frac{1}{2\pi \cdot R_5 C_2} \tag{2}$$

Donde K es la ganancia del sistema en lazo cerrado.

- 4) **Amplificadores de aislamiento:** A través del amplificador de aislamiento ISO121 se provee un aislamiento eléctrico exhaustivo, de manera que se rompen lazos de tierra para aislar los puntos de referencia entre el sistema de adquisición de la señal y el sistema de procesamiento. Esto se hace para proteger al paciente de un eventual accidente eléctrico.
- 5) **Filtro pasa bajas:** El filtro pasa bajas está conformado por dos filtros pasa bajas de primer orden en cascada [11], cuya función de transferencia es:

$$|G(f)| = \frac{G_o}{\sqrt{1 + \frac{f^2}{f_c^2}}} \tag{3}$$

Para obtener una atenuación máxima de -1 dB en 100 Hz se parte de (3). Haciendo una reducción, la frecuencia de corte f_c queda en 200 Hz para -3 dB, con una atenuación de 40 dB/dec, lo cual puede verse claramente en:

$$f_c = \sqrt{\frac{f^2}{\left(\frac{1}{0.891}\right)^2 - 1}} \quad (4)$$

- 6) **Ganancia:** La etapa de amplificación lo comprende un amplificador no inversor (bloque A en figura 1) de ganancia variable, para permitir el ajuste de cada canal, y en serie se encuentra un sumador de ganancia unitaria, para sumarle un nivel de CD controlado y digitalizar la señal en un rango de 0 a 5 V.
- 7) **Conversión Analógica digital:** Para el desarrollo de un EKGAR es necesario contar con un convertidor de al menos 12 bits para la detección de PTVs. En nuestro caso es el convertidor analógico-digital LTC1272, que en las peores condiciones tiene un tiempo de muestreo de 30 ns, ideal para representar altos componentes frecuenciales de la señal analógica (e.g. Potenciales Tardíos Ventriculares).
- 8) **Sincronización A/D-RS232-USB:** La sincronización entre las conversiones realizadas hasta la transmisión con el protocolo RS232-USB se realiza utilizando un microcontrolador de gamma alta PIC18F4550, que permite instrucciones USB ayudado con algunas librerías adicionales en alto nivel. Sin embargo, para nuestro caso es necesario únicamente lograr la secuenciación con los bits de control del LTC1272 y después transmitir en RS232 como se muestra en la figura 4.

La alimentación para la parte aislada del sistema es mediante baterías (± 6 V), y el resto con una fuente de alimentación simétrica de ± 12 V y +5 V para proporcionarle la energía necesaria al microcontrolador.

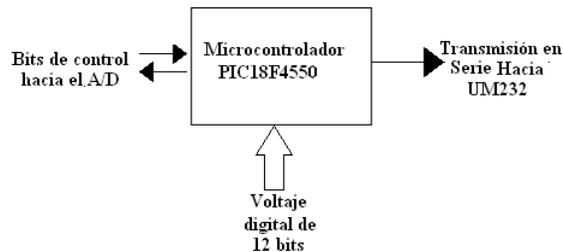


Figura 4. Sincronización de conversión y transmisión en serie.

- 9) **UM232:** El UM232 es un dispositivo con interfase USB UART mediante el dispositivo FTDI FT232, con el cual logra una sincronización en la transmisión y recepción de datos con el puerto USB. Puede transmitir en los rangos de 300 baudios a 3 Mbaudios (RS422/RS285 y niveles TTL) y de 300 baudios a 1 M baudio (RS232), que es nuestro caso. Con una frecuencia de reloj de 48, 24, 12 y 6 MHz para sincronizarse con el microcontrolador, también puede adaptarse a dispositivos como celulares, MP3, transferencia de datos PDA, además de otros que contengan interfase USB, como una computadora en la cual únicamente hay que instalar los manejadores. Se encuentra integrado con una memoria EEPROM externa. Además, a través de un conector, puede elegirse entre alimentación externa para pruebas del circuito aislado, o alimentación directamente con el conector USB a niveles de 5V [12].

Resultados y Discusiones

La preparación de la piel para la colocación de los electrodos, consistió en lavar primeramente la zona con agua y jabón y luego tallarla enérgicamente con una gasa humedecida con acetona. Esto para remover toda impureza de la piel que afecte la interfaz electrodo-piel. El ancho de banda obtenido fue de acuerdo a lo estipulado, con una atenuación máxima de -1 dB tanto en 0.05 Hz como en 100 Hz. En la [figura 5 \(a\)](#) se muestra la respuesta en frecuencia del electrocardiógrafo.

El CMRR del amplificador de instrumentación se determinó en mínimo 90 dB para todo el ancho de banda.

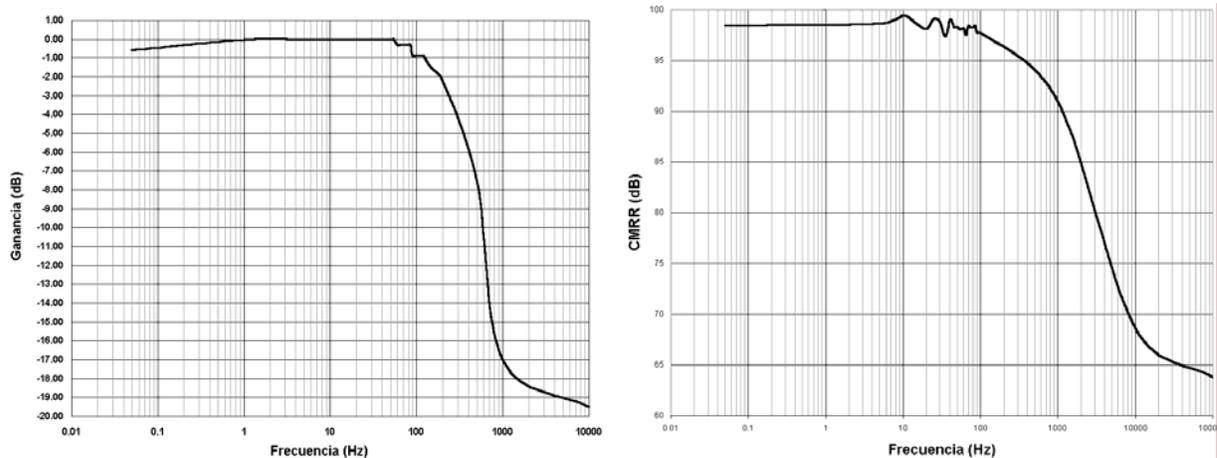


Figura 5. (a) Respuesta en frecuencia del EKGAR y (b) CMRR del EKGAR

Las mediciones realizadas indican un CMRR de 98.46 dB en 0.05 Hz y de 96 dB en aproximadamente 200 Hz, de modo que se encuentra por encima del mínimo requerido (90 dB). La [figura 5 \(b\)](#) muestra la curva de respuesta del CMRR, que obedece a un comportamiento pasa bajos.

Para ayudar a reducir las interferencias, tanto magnéticas como eléctricas, sobre la señal ECG, se utilizaron cables blindados para las derivaciones y se trenzaron entre ellos. Los resultados observados con blindaje y trenzado de las derivaciones X, Y, Z, se muestran en la [figura 6](#).

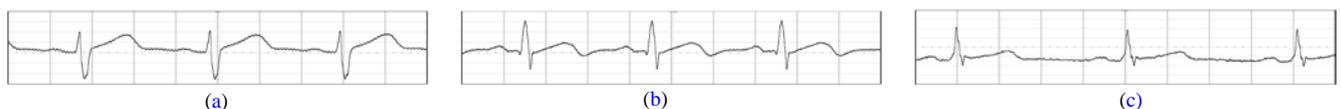


Figura 6. (a) Señal ortogonal X, (b) Señal ortogonal Z y (c) señal ortogonal Y.

Conclusiones y Recomendaciones

- 1) Utilizando cables lo más cortos posibles, blindados, trenzados entre sí y simétricos desde los electrodos de superficie, se reducen tanto las interferencias eléctricas como las magnéticas.
- 2) Aun implementando el circuito de pierna derecha, se pudo apreciar ruido de 60 Hz debido a que en las subsiguientes etapas se recoge y se suma a la señal. Para eliminar esta interferencia se propone usar el menor número de etapas posibles.
- 3) El CMRR siempre se mantiene por encima del mínimo previsto en el diseño del circuito (90 dB).
- 4) El reestablecimiento de la línea basal fue de 2 segundos, manteniendo el ancho de banda de la señal EKGAR.

Se contempla el desarrollo del algoritmo para el análisis de PTVs en tiempo real con ayuda de un programa de instrumentación virtual, que permita el empleo de técnicas de análisis de señales de alta resolución. Para ello debe lograrse una sincronización posterior con el UM232 en tiempos de transmisión más cortos. Este sistema permitirá la producción de bases de datos de personas post-infartadas de la localidad, y así utilizar los PTVs para su detección, como marcadores de riesgo de muerte súbita cardíaca.

Referencias

1. Janise L. Jones and Oscar H. Tovar, "The mechanism of Defibrillation and Cardioversion", Proc. Of the IEEE, vol. 48, No. 3, pp. 392-402, 1996.
2. Estadísticas de Mortalidad General, Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI) Mexico, 2007 . Available: www.inegi.gob.mx.
3. C. Alvarado, "Análisis de la Variabilidad de Intervalos de Tiempo del ECG", Tesis doctoral, universitat Politècnica de Catalunya, 2001, Cap. 1, pp. 1.12 – 1.14.
4. Meste, H. Rix, P. Caminal and N. V. Tahakor, "Ventricular Late Potentials Characterization in time frequency domain by means of a Wavelet Transform", IEEE trans. On Biomedical Engineering, Vol. 41, No. 7, pp. 625-633, 1994.
5. Dickhaus, L. Khadra, J. Brachmann, "Time-frequency Analysis of Ventricular late potentials" Methods of information in medicine, Vol. 33, pp. 187-195, 1994.
6. J. Anthony Gomes, 1993, 1st edition, [Book] "Signal Averaged Electrocardiography", Concepts, Methods and Applications, pp. 49-221.
7. Willis J. Tompkins, 2000, [Book] "Biomedical Digital Signal Processing, C-Language Examples and Laboratory Experiments", pp. 40-41.
8. B. B. Winter, J. G. Webster, "Driven-Right-Leg Circuit Design", en IEEE Trans. Biomed. Eng, vol. 30, no. 1, pp. 62 – 66, 1983.
9. Medical Applications Guide, 2007, Texas Instruments®. Diagnosis, Patient Monitoring and Therapy, Electrocardiogram (ECG), pp. 20-21.
10. Mario E. Spinelli, Nolberto Martinez, Miguel A. Mayosky, Ramon Payas-Areny, "A novel Fully Differential Biopotential Amplifier With DC Suppression", IEEE Trans. On Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 8, August 2004.
11. R. Pallàs-Areny, J. G. Webster [Book], "Analog Signal Processing", Ed. John Wiley & Sons, 1999, pp.36 – 38.
12. Future Technology Devices International LTD, 2008, FT232R, FTDI Chip, FT232R USB UART IC Datasheet Version 2.01, Clearance No.: FTDI #38