

Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital

Design and implementation of a digital electrocardiographic system

Cristian Vidal Silva^{1}, Valeska Gatica Rojas²*

¹Escuela de Ingeniería Informática Empresarial, Universidad de Talca, Chile.

²Escuela de Kinesiología, Universidad de Talca, Chile.

(Recibido el 2 de Mayo de 2009. Aceptado el 20 de abril de 2010)

Resumen

Trabajar con señales bioeléctricas del cuerpo humano no es una tarea simple. Es necesario conocer aspectos biológicos y eléctricos propios del cuerpo humano. Este trabajo describe conocimiento y pasos necesarios para el diseño e implementación de un sistema digital para la adquisición y tratamiento de una señal eléctrica del cuerpo humano: la señal electrocardiográfica (ECG). Algunos de los aspectos más importantes a ser considerados en la implementación de un sistema de procesamiento digital de señales (DSP, del inglés digital signal processing) para trabajar con señales bioeléctricas humanas son descritos: computación gráfica, diseño de circuitos electrónicos con restricciones de tiempo real, análisis de señales eléctricas del cuerpo humano y diseño de algoritmos en línea. En el contexto de los últimos dos aspectos señalados, se dan a conocer algunos algoritmos de filtrado de la señal ECG y se muestran algunos resultados de mejoras a un algoritmo clásico para la detección de complejos QRS de la señal ECG.

----- *Palabras clave:* ECG, DSP, electrocardiograma, complejo QRS, filtros digitales, algoritmos

Abstract

To work with bioelectrical signals of the human body is not an easy work. It is necessary to know some biological and electric aspects of the human body. This paper describes necessary knowledge and steps for designing and implementing a digital system for acquisition and processing of an electric human body signal: electrocardiographic signal (EKG). Some of the most

* Autor de correspondencia: teléfono: + 56 + 71 + 20 03 15, fax + 56 + 71 + 20 03 58, correo electrónico: evidal@utalca.cl (C. Vidal)

important aspects to be considered in the implementation of a digital signal processing (DSP) system to work with human bioelectric signals are described: graphic computation, electronic circuits design with real time restrictions, human body electric signals analysis and online algorithms design). In the context of the last two indicated aspects, some algorithms for the signal filtering are described and some improvements to a classic algorithm for QRS detection of an ECG signal are shown.

----- **Keywords:** ECG, DSP, electrocardiogram, QRS complex, digital filters, algorithms

Introducción

Electrocardiograma y señal ECG

El electrocardiograma es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante ciclos cardiacos [1]. Un electrocardiograma es de gran importancia en el área cardiovascular, ya que entrega información muy útil acerca del funcionamiento del corazón [2]. Un electrocardiograma es una representación gráfica de la señal ECG, la que consiste en una línea base y varias deflexiones y formas de ondas variables en el tiempo [3]. Ubicando electrodos en diversas posiciones del cuerpo humano y conectando dichos electrodos a un aparato electrocardiográfico, es posible realizar mediciones de las variaciones del potencial eléctrico cardiaco [1], cuya visualización es conocida como electrocardiograma. Una disposición específica de los electrodos en el cuerpo humano recibe el nombre de derivación [1]. Las derivaciones más importantes reciben el nombre de derivaciones bipolares, derivaciones aumentadas y derivaciones precordiales unipolares. En la figura 1 [4] se aprecia la distribución de los electrodos, conocida como triángulo de Einthoven para la generación de las derivaciones bipolares.

Adquisición y tratamiento de la señal ECG

Una de las labores más importantes presente en cualquier sistema de adquisición y tratamiento de señales es determinar las características físicas de la señal que se desea manipular. Hay dos enfoques equivalentes que permiten obtener información en dominios diferentes: dominio del tiempo y

dominio de la frecuencia. El dominio del tiempo se refiere al análisis de la señal respecto al tiempo, mientras que el análisis de las componentes frecuenciales de la señal se denomina dominio de la frecuencia [5, 6]. Lo anterior es relevante desde un punto de vista electrónico, algorítmico y computacional, para trabajar con técnicas de reconocimiento de patrones (características de la señal).

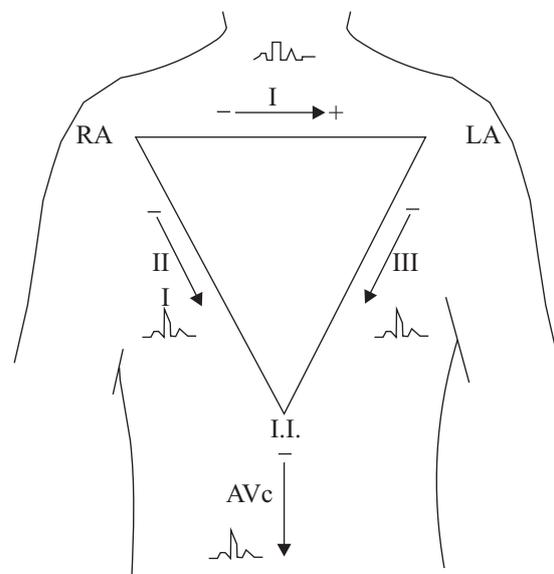


Figura 1 Triángulo de Einthoven

Dominio del tiempo

Respecto al dominio del tiempo, en todo trazo ECG son identificables algunas formas de onda, las que están presentes en ciclo ECG, como se muestra en la figura 2 [4]. En [1, 2, 4] es posible encontrar una descripción detallada del

significado de las formas de onda relevantes en una señal ECG.

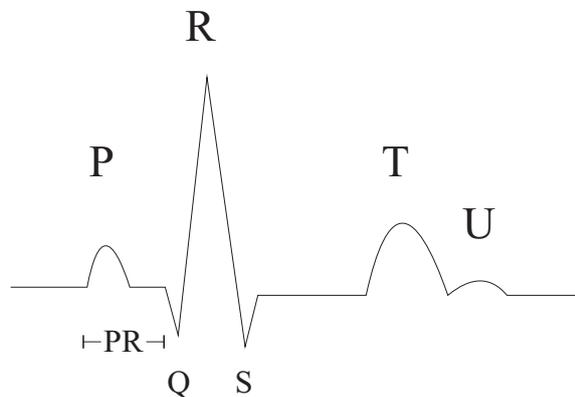


Figura 2 Formas de onda típicas en un registro ECG

Estas formas de onda están presentes en todo registro o derivación de una señal ECG, con posibles diferencias de polaridad entre clases de derivaciones (bipolares, aumentadas y unipolares). La forma de onda más característica de una señal ECG es el complejo QRS, formado por las ondas Q, R y S. [1, 2, 4]

Mediante la medición temporal de dos formas de onda, idénticas y sucesivas en un registro ECG, como dos complejos QRS sucesivos, es posible determinar la frecuencia cardiaca. La determinación de la frecuencia cardiaca, es de gran utilidad e importancia en diagnóstico médico y electrocardiográfico [1].

Dominio de la frecuencia

La señal ECG tiene un espectro frecuencial que va desde los 0 Hz a los 100 Hz, como se aprecia en la tabla 1 [6, 7].

Tabla 1 Amplitud y Rango de Frecuencias de algunas señales bioeléctricas típicas

Señal	Amplitud (mV)	Rango Frecuencial (Hz)
ECG	0,02 - 5,0	0,05 - 100
EEG	0,0002 - 0,3	DC - 150
EMG	0,1 - 5,0	DC - 10000

Además, [3] señala que el ancho de banda de la señal ECG es de 125 Hz. La figura 3 muestra espectros de frecuencia de un complejo QRS de una señal ECG y de orígenes clásicos de ruido, en comparación con el espectro de frecuencia de una señal ECG.

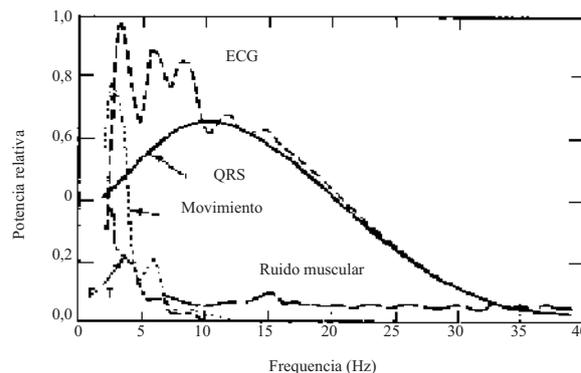


Figura 3 Espectros de frecuencia de una señal ECG, complejo QRS y de orígenes de ruido que afectan la señal ECG [8]

En la señal ECG, a partir de la aplicación de un filtro, es posible la eliminación de frecuencias de la señal. En [3, 8, 9] se indica la posibilidad de trabajar con la señal ECG sin pérdida de información (ancho de banda entre 0-1000 Hz), señalando anchos de banda de la señal ECG con fines de diagnóstico (0,01 - 250 Hz) y monitoreo (0,5 - 40 Hz). En este trabajo se utilizan filtros analógicos y digitales, con un ancho de banda de 0,1 - 212 Hz, para cumplir con ambos propósitos (diagnóstico y monitoreo).

Basado en los antecedentes descritos, este trabajo presenta un modelo de diseño de sistema ECG digital para la adquisición de una clase de derivación (derivaciones bipolares), entregando bases generales para adquirir una señal bioeléctrica del cuerpo humano en general (sección Experimentación). Finalmente, este trabajo describe y presenta resultados de algoritmos, con mejoras realizadas a uno de ellos, para trabajar y localizar forma de onda característica de la señal ECG.

Experimentación

Amplificación de la señal ECG

Para realizar el diseño del circuito del electrocardiógrafo digital, fue necesario analizar algunos diseños de electrocardiógrafos presentes en la literatura [3, 10], dada la importancia de diseño modular, para poder aislar problemáticas de diseño de manera individual. En la figura 4 se puede apreciar un diagrama de bloques construido en este trabajo. En [11] es posible encontrar un detalle de cada una de las partes que componen este diagrama. En lo que resta de esta sección se señalan algunos de los problemas que se presentan en la etapa de amplificación de la señal ECG, además de mostrar los diagramas de los circuitos resultantes.

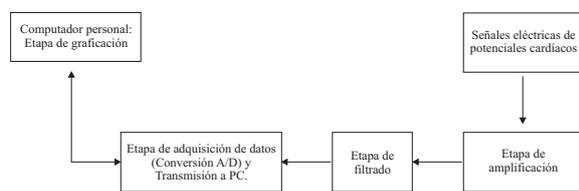


Figura 4 Diagrama de bloques sistema electrocardiográfico digital

Las señales producidas por fenómenos bioeléctricos son potenciales eléctricos de bajo potencial y se requieren sofisticados amplificadores para facilitar su cuantificación [6]. Desde el punto de vista fisiológico, estas corrientes iónicas son transmitidas de manera bidireccional, a alta velocidad (sin retardo sináptico) comandadas bajo el modelo de transmisión de las sinapsis eléctricas. Este potencial eléctrico, posteriormente es transformado en una señal mecánica a partir de la utilización del ión calcio que proviene del extracelular, el cual sirve para gatillar la liberación de calcio de los compartimentos internos de las células cardíacas, desatando la contracción masiva del músculo cardíaco como un sincicio o unidad funcional [12]. En este sentido, la finalidad principal de un amplificador es incrementar el nivel medible de la señal que se obtiene con los electrodos, con la exclusión de cualquier tipo de

interferencia. En la señal ECG, la interferencia capacitiva del cuerpo del paciente y los campos eléctricos de instalaciones eléctricas y equipos electrónicos del ambiente, son ejemplos de interferencia o ruido. Tal y como señala [6], la cuantificación puede realizarse usando configuraciones unipolares o bipolares. En el modo de cuantificación unipolar se mide la diferencia entre la señal y una tierra común. En la modalidad bipolar se mide la diferencia de dos orígenes de voltaje (en este caso dos electrodos), respecto a una tierra común, donde los potenciales de interferencia generados en el punto de cuantificación aparecen en la entrada del amplificador como señales de interferencia en modo común. La figura 5 ilustra este fenómeno.

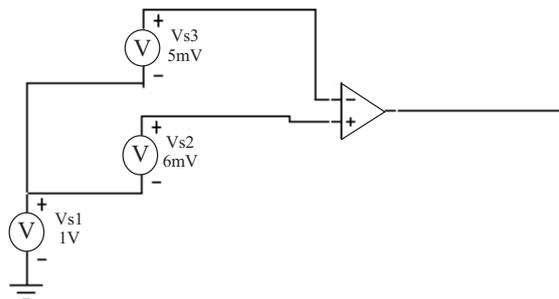


Figura 5 Potenciales de interferencia en cuantificación bipolar

Uno de los orígenes de ruido que más interfiere en la señal ECG es la interferencia capacitiva debido al cuerpo del paciente. Este voltaje de interferencia se acopla a la señal ECG, llegando a tener valores de 2,4 V aproximadamente. Este valor está muy por encima de los rangos de la señal ECG (1 mV y 10 mV). Además de esta interferencia, es preciso señalar la interferencia capacitiva debido al equipo de medida, producida por la fuente de alimentación del equipo al cual llegan las señales ECG. Otra fuente de ruido es la denominada interferencia inductiva, que es causada por la red eléctrica, la cual produce campos magnéticos variables en el tiempo, los que a su vez inducen voltajes en la red formada por los electrodos del paciente [13].

Por estas razones, se especifica una característica deseable de un buen amplificador que trabaje en

modo diferencial, denominada tasa de rechazo en modo común (CMRR, del inglés common mode rejection ratio). Un problema que surge en la práctica es detallado en [13] y se denomina “desbalance en la impedancia de contacto”, que se produce cuando hay diferencias en la impedancia de las interfaces entre la piel y los electrodos, de manera que el potencial en modo común es superior en uno de los dos orígenes de voltaje. Así una fracción del voltaje en modo común, es trabajada como voltaje diferencial y es amplificada según la ganancia del amplificador. Esto suele ocasionar una saturación en la siguiente etapa de amplificación (si el módulo de amplificación está compuesto por más de una etapa). Este voltaje, que generalmente es continuo, puede ser eliminado utilizando un filtro pasa alto sencillo. Por lo tanto, el voltaje de salida del amplificador diferencial consistiría de 3 componentes [13]:

- Salida deseada debido a la amplificación diferencial de la señal ECG.
- Componente no deseada de la señal en modo común, debido a que el CMRR no es infinito.
- Componente no deseado de la señal en modo común, debido al desbalance en la impedancia de contacto.

En [7], se indica que las señales débiles requieren por lo menos una amplificación de 1000, para producir niveles adecuados de la señal y la realización de análisis futuros. En este trabajo se utilizó el amplificador de instrumentación modelo INA131, el cual tiene CMRR fijo de 100 y según en su base de datos (en Inglés datasheet) es un dispositivo apto para la instrumentación biomédica [14]. La etapa de conversión A/D (Análogo/Digital) se realiza una vez que la señal está amplificada. Para lograr este último aspecto se utilizó el Conversor A/D modelo TLC1541. Ambos dispositivos son de bajo costo económico y es posible encontrarlos en tiendas del rubro electrónico. En las figuras 6 y 7 [11], se presentan los circuitos de la etapa de amplificación y conversión A/D del Sistema ECG implementado en este trabajo.

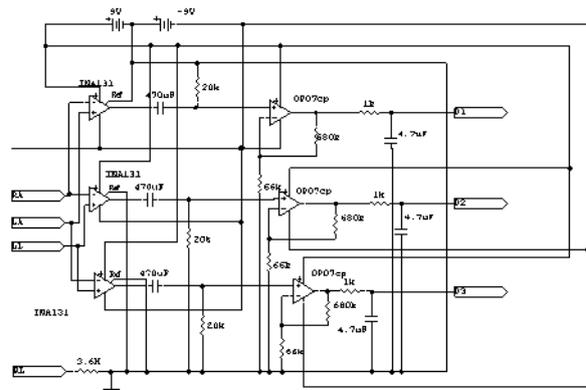


Figura 6 Circuito módulo amplificación de la señal ECG

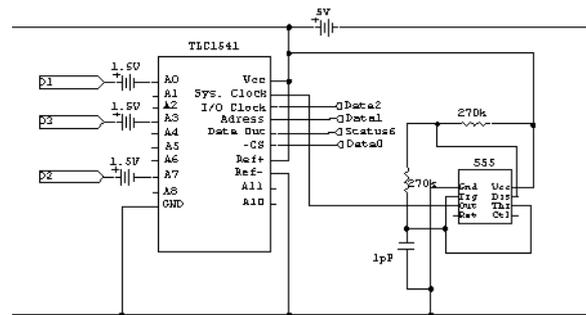


Figura 7 Diagrama del circuito del módulo de adquisición de datos

Adquisición y procesamiento de la señal ECG

La etapa de adquisición de datos tiene una componente hardware, compuesta por el Conversor A/D mismo y una componente software, que es la rutina encargada de dirigir el funcionamiento del Conversor A/D. La rutina señalada fue escrita en lenguaje de programación C, utilizando funciones no estándares de acceso a puertos del computador personal. La cantidad de muestras obtenidas es llevada a un archivo binario, el cual es rescatado por un programa escrito en lenguaje de programación Visual Basic, para llevar a cabo el procesamiento de la señal (aplicación de filtros y algoritmo de detección de complejos QRS) y su posterior visualización.

Una vez que se han obtenido los datos de la conversión, se procede a su graficación. Este

proceso es realizado “off-line” (es decir, una vez que se han obtenido las muestras deseadas) por una rutina escrita en Visual Basic, la que toma como entrada el archivo producido por la rutina de lectura del Conversor A/D. Para llevar a cabo la graficación se utilizó un objeto Picture Box (objeto estándar dentro de Visual Basic), y para generar el desplazamiento de la ventana se utilizaron funciones de la API GDI (API del inglés application programming interface, GDI del inglés Graphics Device Interface).

La graficación de los resultados fue realizada, utilizando interpolación lineal simple, en una ventana que incluye 2.000 muestras (4,65 segundos) de la señal adquirida. El Teorema de Nyquist asegura que la señal puede reconstruirse usando un método de interpolación ideal [5, 6]. Sin embargo, la interpolación lineal presenta buenos rendimientos para bajas frecuencias y como se apreciará más adelante permite vislumbrar con claridad una señal ECG.

Un resultado destacable obtenido en esta etapa, fue un graficador universal de señales aptas para su adquisición. En las figuras 8 y 9, se aprecia el rendimiento del graficador para señales senoidales y triangulares de la misma frecuencia (2 Hz), producidas por un generador de funciones (generador de señales), con alguna deformidad en su producidas en su adquisición (valores negativos muy altos son descartados por el sistema de adquisición).

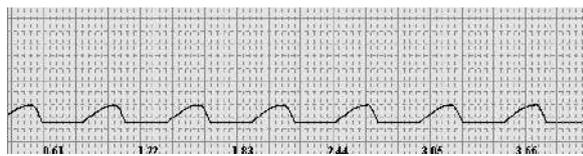


Figura 8 Señal senoidal adquirida usando el módulo de conversión A/D

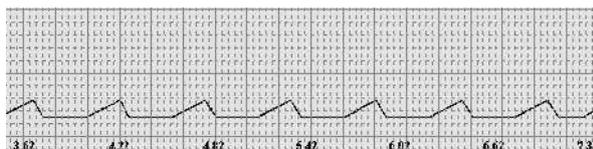


Figura 9 Señal cuadrada adquirida usando el módulo de conversión A/D

Resultados y discusión

En este trabajo se implementaron filtros digitales con el fin de disminuir el ruido de la señal ECG. La mayor parte de estos filtros se denominan filtros de Lynn, descritos en [1] y aplicados al procesamiento de señales ECG en [8, 9, 15]. Estos filtros tienen propiedades deseables de filtros en tiempo real, como lo es su fase lineal y coeficientes enteros. Los filtros de Lynn, tienen una versión pasa alto y pasa bajo. En las figuras 10, 11 y 12, se presentan señales registradas en sistema ECG implementado en este trabajo. La primera de ellas (Figura 10), es una señal de uno de los autores de este trabajo, sin la aplicación de filtros. Las dos siguientes (Figuras 11 y 12), presentan la misma señal ECG, pero con una aplicación de filtros pasa bajo de Lynn, de 35 Hz y 48 Hz, respectivamente [11].



Figura 10 Señal ECG sin aplicación de filtros

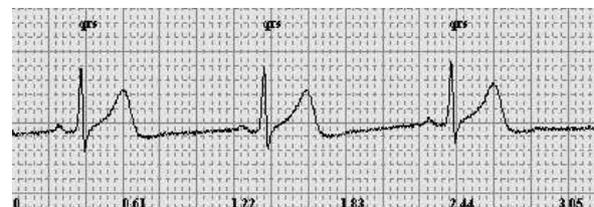


Figura 11 Señal ECG filtrada usando filtro de Lynn de 35 Hz

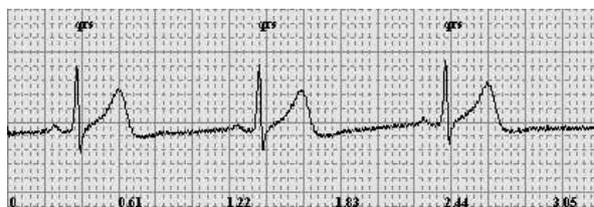


Figura 12 Señal ECG filtrada usando filtro de Lynn de 48 Hz

Dentro de la detección automática de formas de onda de la señal ECG, es relevante la detección de complejos QRS [3]. Esta es la característica dominante de la señal ECG. El complejo QRS marca el inicio de la contracción del ventrículo izquierdo, por lo que la detección de este evento tiene muchas aplicaciones clínicas [11, 12].

En la literatura especializada hay varios enfoques algorítmicos para la detección de complejos QRS de una señal ECG, con prefiltrado de la señal [8].

En este trabajo se realizó la implementación de tres mejoras incrementales a un algoritmo clásico de detección de complejos QRS, que en su versión original no presenta un gran rendimiento [20]. La primera mejora basada en la primera derivada, es propuesta y analizada en [16]. La segunda de ellas, basada en el uso de transformaciones no lineales, es propuesta en [17] y analizada en [18, 19]. La tercera es propuesta y analizada en [11, 20], como extensión y mejora de lo presentado en [16], usando características del algoritmo propuesto en [17]. Cabe señalar que las tres mejoras algorítmicas señaladas recientemente,

utilizan técnicas clásicas de DSP. Es destacable indicar que la segunda de mejora, propuesta en [17], es de gran rendimiento en la detección precisa de complejos QRS, que aun las técnicas modernas no logran superar en su totalidad.

Para probar los algoritmos que trabajan sobre señales ECG, no es necesaria la implementación de un sistema de adquisición de datos. Existen bases de datos especializadas con registros ECG para analizar el rendimiento de cualquier algoritmo para trabajar con señales ECG [11]. Una de las más importantes es la MIT DB BIH (base de datos de arritmias del MIT, del inglés Massachusetts institute of technology) [21].

En las tablas 2, 3, 4 y 5, respectivamente, se presentan los resultados obtenidos con la aplicación de mejoras incrementales realizadas al primer algoritmo de detección de complejos QRS, en algunos registros de la MIT DB BIH [20]. Se aprecia el buen nivel de rendimiento alcanzado en la versión final del algoritmo de detección de complejos QRS implementado en este trabajo (Tabla 5), en comparación a su versión original (Tabla 2).

Tabla 2 Resultados obtenidos con el algoritmo de Holsinger en su versión original

<i>Señal</i>	<i>Número Latidos (NL)</i>	<i>Positivos Verdaderos (PV)</i>	<i>Positivos Falsos (PF)</i>	<i>Negativos Falsos (NF)</i>	<i>(PF + NF) / NL</i>
Reg. 1118-Señal 1	2278	2278	79676	0	3497,63%
Reg. 118-Señal 2	2278	2278	77216	0	3389,64%
Reg. 108 - Señal 1	562	562	8933	0	1589,50%
Reg. 108 - Señal 2	562	562	17299	0	3078,11%

Tabla 3 Resultados obtenidos con el algoritmo de Holsinger Modificado Versión 1

<i>Señal</i>	<i>Número Latidos (NL)</i>	<i>Positivos Verdaderos (PV)</i>	<i>Positivos Falsos (PF)</i>	<i>Negativos Falsos (NF)</i>	<i>(PF + NF) / NL</i>
Reg. 118 - Señal 1	2278	1558	874	720	69,97%
Reg. 118 - Señal 2	2278	1650	798	628	62,60%
Reg. 108 - Señal 1	562	346	246	216	82,20%
Reg. 108 - Señal 2	562	490	182	72	45,20%

Tabla 4 Resultados obtenidos con el algoritmo de Holsinger Modificado Versión 2

<i>Señal</i>	<i>Número Latidos (NL)</i>	<i>Positivos Verdaderos (PV)</i>	<i>Positivos Falsos (PF)</i>	<i>Negativos Falsos (NF)</i>	<i>(PF + NF) / NL</i>
Reg. 118 – Señal 1	2278	2265	4	13	0,5%
Reg. 118 – Señal 2	2278	2263	11	15	1,80%
Reg. 108 - Señal 1	562	538	35	24	10,49%
Reg. 108 - Señal 2	562	524	76	38	20,28%

Tabla 5 Resultados obtenidos con el algoritmo de Holsinger Modificado Versión 3

<i>Señal</i>	<i>Número Latidos (NL)</i>	<i>Positivos Verdaderos (PV)</i>	<i>Positivos Falsos (PF)</i>	<i>Negativos Falsos (NF)</i>	<i>(PF + NF) / NL</i>
Reg. 118 - Señal 1	2278	2265	1	1	0,08%
Reg. 118 - Señal 2	2278	2263	1	2	0,13%
Reg. 108 - Señal 1	562	542	1	15	2,84%
Reg. 108 - Señal 2	562	538	23	21	7,82%

Conclusiones y trabajos futuros

Para finalizar, se debe señalar que luego de varios meses de estudio teórico y de trabajo práctico con componentes electrónicos, se logró montar un circuito que permite la adquisición simultánea de tres derivaciones de señales ECG. En este sentido, la calidad del diseño que se presenta en este trabajo es superior, en cuanto a ciertas especificaciones técnicas como el número de bits y la frecuencia de muestreo por canal, respecto a experiencias similares en la literatura. Si se considera sólo el costo económico en componentes, es posible afirmar que el diseño presentado es de bajo costo.

Por otra parte, el sistema de adquisición de datos puede ser fácilmente extendido para la adquisición de otra señal bioeléctrica, tales como la señal electroencefalográfica (EEG) y electromiográfica (EMG), trabajos de investigación que actualmente se realizan en la Universidad de Talca, Chile. Prontamente se trabajará en la utilización de

técnicas avanzadas de ciencias de la computación, para hacer detecciones de parámetros relevantes de señales EEF y EMG (lógica borrosa, enfoques genéticos y redes neuronales).

Es destacable señalar que, el módulo de graficación permite la visualización de valores de cualquier señal, almacenados en forma de vector, con un efecto de ventana móvil. Por esta razón es posible afirmar que se es posible su utilización como graficador universal de señales. Además, se analizan e implementan distintos tipos de filtros digitales (filtro de Lynn pasa alto, filtro de Lynn pasa bajo y filtro elimina banda). Son incorporados, de manera eficiente, tres detectores de complejos QRS de calidad comprobada en la literatura, mediante los cuales es posible determinar la localización temporal de un complejo QRS.

Finalmente, es necesario señalar que este trabajo es una buena demostración del gran potencial de

las aplicaciones que incluyen en su desarrollo aspectos de hardware y software, en el área de biotecnología. La cantidad y calidad de los posibles trabajos futuros en un ámbito académico e industrial, demuestran la validez de esta afirmación.

Referencias

1. N. Goldschlager, J. M. Goldman. "Principios de Electrocardiografía Clínica". 10ª ed. Ed. El Manual Moderno. México. 1992. pp. 10-90.
2. D. Dubin. "Electrocardiografía Práctica: Lesión Trazado e Interpretación", 3ª ed. Ed. McGraw Hill Interamericana. Madrid. 1976. pp. 35-112.
3. D. Cuesta. *Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográfica*. Tesis Doctoral. E.P.S. de Alcoi. Universidad Politécnica de Valencia. Valencia. Septiembre 2001. pp. 17-63.
4. F. Kusumoto. *ECG Interpretation: From Pathophysiology to Clinical Application*. Ed. Springer. New York. 2009. pp. 13-19.
5. D. K. Lidner. *Introducción a las Señales y los Sistemas*. Ed. McGraw Hill. Caracas. 2002. pp. 291-345.
6. J. Proakis. *Tratamiento digital de señales: Principios, algoritmos y aplicaciones*. 3ª ed. Ed. Prentice Hall. Madrid. 1997. pp. 300-315.
7. J. K. Wells, W. G. R. Crampton. "A portable bioamplifier for electric fish research: design and construction". *Neotropical Ichthyology*. Vol. 4. 2006. pp. 295-299.
8. N. Thakor, J. Webster, W. J. Tompkins, "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 31. 1984. pp. 702-706.
9. C. Henning, "The Principles of Software QRS Detection". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Vol. 21. 2002. pp. 42-57.
10. M. C. Rodríguez. *Desarrollo de un sistema de adquisición, procesado y transmisión de electrocardiogramas (ECG)*. Ingeniería Técnica en Informática de Sistemas, Escuela Superior de Ciencias Experimentales y Tecnología. Universidad Rey Juan Carlos. Curso académico 2002-2003. http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/. Consultado el 15 de diciembre 2008.
11. C. Vidal. *Construcción de un Electrocardiógrafo Digital y Desarrollo de Algoritmos para la medición de parámetros relevantes al diagnóstico médico*. Tesis de Licenciatura. Universidad Católica del Maule. Talca (Chile). 2004. pp. 16-31.
12. W. T. Clusin. "Mechanisms of calcium transient and action potential alternans in cardiac cells and tissues". *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. Vol 294. 2008. pp.1-10.
13. N. Townsend. *Medical Electronics*. Signal Processing & Neural Networks Group. Dept. of Engineering Science. University of Oxford. 2009. http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/. Consultada el 3 de marzo de 2009.
14. INA131 Datasheet, "Datasheet Catalog". 2010. http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/I/N/A/1/INA131.shtml. Consultada el 20 de enero 2010.
15. M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins. "Digital Filters for RealTime ECG Signal Processing Using Microprocessors". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 32. 1985. pp. 708-713.
16. G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, H. T. Nagle. "Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 31. 1990. pp. 85-98.
17. J. Pan, W. J. Tompkins. "QRS Detection Algorithm". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 32. 1985. pp. 230-236.
18. S. Suppappola, Y. Sun. "Nonlinear Transform of ECG Signals for Digital QRS Detection: A Quantitative Analysis". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 41. 1994. pp. 397-400.
19. P. Hamilton, W. J. Tompkins. "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using MIT/BIH Arrhythmia Database". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 31. 1986. pp. 1157-1165.
20. C. Vidal, P. Charnay, P. Arce. *Enhancement of a QRS detection algorithm based on the first derivative, using techniques of a QRS detector algorithm based on non-linear transformations*. Ed. Springer. Berlin. 2009. pp. 393-396.
21. MIT DB, "MIT BIH DB". <http://physionet.incorp.usp.br/physiobank/database/mitdb/>. 2008. Consultada el 15 de enero de 2008.