

Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas

Alberto OCHOA, Marcelo MACIEL, Felipe ESTRADA, Columba DÍAZ, Ramón FÉLIX, José ÁLVAREZ
Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad de Colima
Coquimatlán, Colima 28400, México
E-mail: aochoa@ucol.mx

y

José Clemente VÁSQUEZ
Centro Universitario de Investigaciones Biomédicas, Universidad de Colima
Colima, Colima 28040, México
E-mail: clemvaz@ucol.mx

RESUMEN

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de señales cardíacas. El sistema de adquisición está conformado por un conjunto de amplificadores y filtros que acondicionan y pre-procesan la señal eléctrica. Posteriormente dicha señal pasa a través de un microcontrolador para su digitalización (ADC) y filtrado digital, etapa que permite reducir al mínimo el ruido asociado a la señal eléctrica. Finalmente, la señal es transmitida de forma serial a algún dispositivo electrónico (computadora, DSP, etc.). El sistema desarrollado ha permitido obtener las señales eléctricas del corazón de manera eficiente para su posterior análisis mediante algún sistema automático de clasificación.

Palabras Claves: Microcontrolador, Adaptación de señales, ECG.

1. INTRODUCCIÓN

Los sistemas de clasificación de señales cardíacas normalmente actúan junto a módulos de adquisición y pre-procesamiento de las señales eléctricas del corazón. Estos módulos son requeridos debido a que dichos sistemas necesitan que la señal obtenida sea lo más clara posible y libre de errores en el proceso de adquisición. Las señales eléctricas de corazón, o el empleo de un electrocardiograma (ECG), permiten conocer el comportamiento de dicho órgano. Estas señales indican un registro toda la actividad realizada por este músculo y a través de ellas es posible identificar cuando el corazón funciona normalmente o tiene alguna falla.

Para realizar un correcto análisis de las señales cardíacas es necesario diseñar un módulo de adquisición de señales cardíacas que permita obtener una señal eléctrica del corazón con el mínimo de ruido posible [1]. Este dispositivo podría permitir en algunos casos, además de adquirir y registrar la actividad eléctrica del corazón, transmitir las señales pre-procesadas mediante la utilización de técnicas y dispositivos de tratamiento digital de señales [2].

La interpretación del ECG tradicionalmente se ha realizado mediante la observación visual del trazado electrocardiográfico por parte de un especialista entrenado que, basado en

experiencia y en criterios establecidos, llega a una conclusión sobre la presencia o no de trastornos en la actividad cardíaca [3]. Este proceso es propenso a imprecisiones por las propias características del trazado y por factores objetivos y subjetivos (fatiga, experiencia, capacidad visual, etc.) que afectan a los humanos en esta tarea. Debido a ello, en las últimas décadas ha cobrado gran auge la interpretación automática del ECG y ya es común que los electrocardiogramas actuales incluyan esta característica. Sin embargo, aún no se ha logrado la estandarización y cada fabricante desarrolla su propio método de interpretación. Todos estos avances han sido posibles debido a la miniaturización, bajo consumo y potencia de cómputo alcanzado por las componentes electrónicas actuales, así como por los avances en los métodos para el procesamiento digital de bio-señales.

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales cardíacas. El sistema consiste en un módulo de protección del usuario, un módulo de amplificación de la señal eléctrica y un módulo de filtrado. Aunado a esto, el sistema desarrollado cuenta con un dispositivo programable que permite transmitir la información a un equipo de cómputo para su posterior análisis.

A continuación se muestra como se organizaron las diferentes secciones del trabajo: en el apartado 2 se describe el comportamiento básico y el diagrama de bloques del sistema de adquisición y procesamiento de señales cardíacas; en el apartado 3 se analizan las señales eléctricas del corazón y la forma de obtener algunas de ellas a partir de otras; en el apartado 4 se muestran los módulos que conforman el sistema de adquisición, filtrado y procesamiento de las señales; en el apartado 5 se presentan los resultados obtenidos del sistema de adquisición de señales cardíacas y las conclusiones del sistema propuesto se muestran en el apartado 6.

2. ESTRUCTURA DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES

La estructura interna del sistema de adquisición de señales cardíacas propuesto que permitirá generar un electrocardiograma se puede observar en la Fig. 1. Este sistema de adquisición está compuesto por tres módulos que interconectan al usuario con el equipo electrónico (computadora): etapa de amplificación y pre-filtrado, etapa de

digitalización y filtrado, y la etapa de almacenamiento y transmisión de datos. Es importante mencionar que entre el usuario y la primera etapa existe un sistema de protección que lo previene de posibles corrientes de fuga.

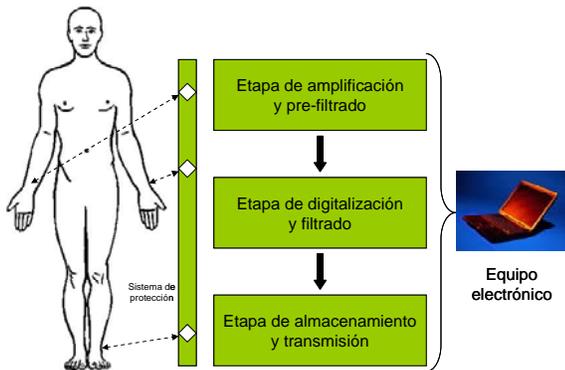


Fig. 1. Sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiográficas.

En la Fig. 2 se muestra, a detalle, un diagrama de bloques donde se especifica cada uno de los módulos contenidos en el sistema de adquisición. En este se puede observar que el sistema cuenta con una etapa de protección que impide que el usuario tenga contacto directo con las corrientes eléctricas generadas por el sistema de adquisición. A continuación las señales son amplificadas mediante un amplificador de instrumentación y etapa de pre-filtrado, donde se reduce el ruido asociado a las señales eléctricas. Finalmente, se tiene una etapa de procesamiento de señal que permite digitalizar, filtrar y transmitir los datos a un equipo electrónico para su procesamiento.

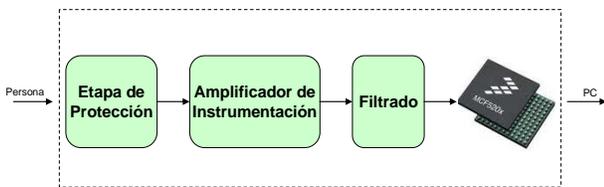


Fig. 2. Arquitectura interna del sistema de adquisición.

3. SISTEMA DE SENSADO DE LAS SEÑALES ELÉCTRICAS

La actividad cardíaca generada por el corazón se puede captar desde cualquier punto de la superficie corporal. Pero existen 12 derivaciones que recogen ésta medida con mayor exactitud. Las derivaciones son las combinaciones de puntos corporales desde los cuales se registra rutinariamente la actividad cardíaca.

A. Derivaciones bipolares de EINTHOVEN

Derivación I: El polo negativo del electrocardiógrafo se conecta al brazo derecho y el polo positivo, al izquierdo. Por tanto cuando el brazo derecho se une al tórax, es electronegativo con respecto al punto de unión del brazo izquierdo, y se registrarán potenciales positivos (por encima de la línea de voltaje cero del ECG). Cuando se den las circunstancias opuestas, se registrarán potenciales negativos.

Derivación II: El polo negativo se conecta al brazo derecho, y el positivo a la pierna izquierda. Como el brazo derecho es electronegativo con respecto a la pierna izquierda, se registrarán potenciales (u ondas) positivas.

Derivación III: El polo negativo está conectado al brazo izquierdo, y el positivo a la pierna izquierda. Esto significa que el electrocardiógrafo registra ondas positivas cuando el brazo izquierdo es negativo con respecto a la pierna izquierda.

El triángulo de Einthoven [4] que se forma de las derivaciones de la Fig. 3; el cual establece que el corazón se comporta como un dipolo eléctrico situado en el centro del triángulo equilátero, con tres ejes separados a 60° uno del otro.

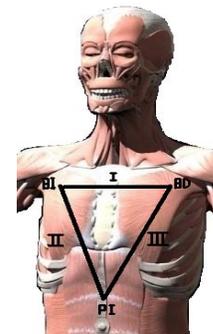


Fig. 3. Derivaciones bipolares de Einthoven.

Las señales cardíacas cuentan con ciertas características y parámetros que son de interés para el análisis de las mismas, dichos parámetros se muestran en la Fig. 3.

La forma general del pulso cardíaco consta principalmente de tres partes, como se observa en la Fig. 4. En primer y último lugar se encuentran dos ondas compuestas esencialmente de bajas frecuencias, que se denominan onda P y onda T respectivamente. En el centro de estas ondas se encuentra el llamado complejo QRS, el cual está formado por componentes de frecuencia más altos que la onda P y T. Esto quiere decir que este complejo tiene la forma de un pico de corta duración con respecto a las ondas que lo acompañan. El intervalo PR es la duración de la onda P, el intervalo QRS es la duración del complejo QRS, y el intervalo QT es la duración del complejo QRS mas la duración de la onda T. Dado los parámetros anteriores, se puede tener en cuenta que es muy importante mantener la forma original de la señal, es decir, sin deformaciones que puedan llevar a obtener mediciones erróneas de dichos parámetros [3].

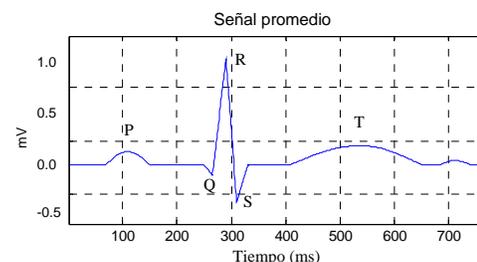


Fig. 4. Parámetros de interés en las Señales Cardíacas.

Es posible obtener las señales unipolares a partir de las señales bipolares según las siguientes ecuaciones.

$$DI = aVL - aVR \quad (1)$$

$$DII = aVF - aVR \quad (2)$$

$$DIII = aVF - aVL \quad (3)$$

Estas derivaciones también analizan el corazón en su forma frontal. La lectura llamada aVR es normal al corazón y aparece negativa. La señal aVL es el potencial que cruza la superficie anterior del ventrículo izquierdo, donde la actividad eléctrica viaja primero hacia el electrodo positivo, esto quiere decir que se mueve hacia la superficie inferior del ventrículo izquierdo del corazón, esto provoca un carácter bifásico del complejo QRS. La señal aVF se ve como la actividad eléctrica que viaja hacia el electrodo positivo, es por eso que se trata de un trazo positivo predominante [2]. En la Fig. 5 se observan las derivaciones unipolares aVR, aVL y aVF.

Para la obtención de una señal unipolar se toma como referencia la unión de las otras dos señales unipolares. Expresado matemáticamente es:

$$aVR = aVR \text{ solo si } aVF + aVL = 0 \quad (4)$$

$$aVL = aVL \text{ solo si } aVR + aVF = 0 \quad (5)$$

$$aVF = aVF \text{ solo si } aVR + aVL = 0 \quad (6)$$

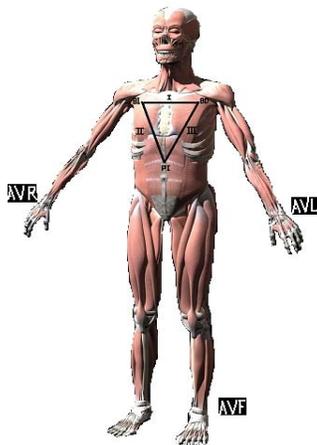


Fig. 5. Lugar de obtención de las Derivaciones Unipolares aVR, aVL y aVF.

La obtención de las derivaciones unipolares es de una a la vez, ya que la condición para una derivación no es la misma para las otras dos. A partir de las ecuaciones (1-3) se obtienen las siguientes ecuaciones [4][5].

$$aVR = - (DI + DII) / 2 \quad (7)$$

$$aVL = (DI - DII) / 2 \quad (8)$$

$$aVF = (DI + DII) / 2 \quad (9)$$

4. ADQUISICION DE LA SEÑAL

Debido de que la señal obtenida a partir de las derivaciones son de una diferencia de potencial (voltaje) muy bajo, en el orden de los mV. Además, se debe tener extrema precaución en la primera etapa de adquisición de las señales bioeléctricas, ya que es muy fácil de que se presenten ruidos o interferencias no deseadas junto con la señal muestreada. El sistema de adquisición desarrollado emplea electrodos de pinza), similares a los utilizados en equipos de electrocardiógrafos. Los cables que se utilizaron son de tipo apantallado para evitar interferencias o ruido causado por el mismo ambiente, la red eléctrica o los circuitos electrónicos.

Como se menciono anteriormente, la señal obtenida es de muy bajo potencial eléctrico, es por ello que se requiere ser amplificada al nivel de los volts. Además, se consideraron algunas interferencias que se presentan en los electrodos debido a la falta de conductividad y se dio solución a este problema empleando un gel conductor, que permitió adquirir una señal más limpia.

El amplificador de instrumentación que se utilizó tiene una ganancia 1K. En la Fig. 6 se muestra el diagrama de conexiones del paciente, junto a la etapa de protección y etapa de amplificación.

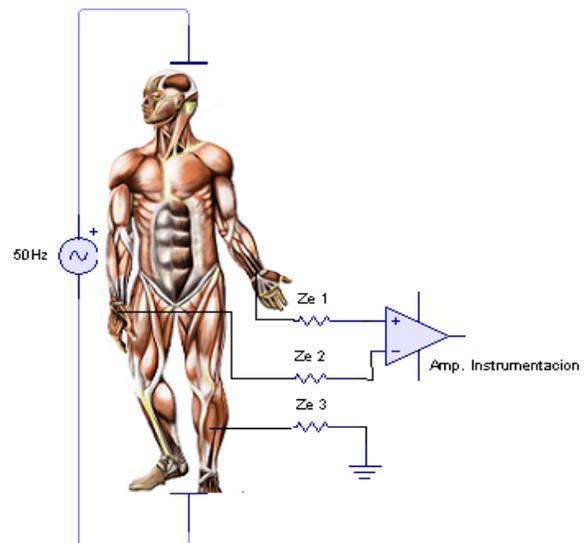


Fig. 6. Modelo de amplificación de las señales cardíacas.

El amplificador de instrumentación AD620 [6] cumple con las características requeridas por el sistema de adquisición de señales cardíacas. Éste tipo de amplificadores necesita un camino de la entrada a masa para el cierre de las corrientes de polarización de los transistores de primera etapa, permitiendo fijar su punto de trabajo. La solución a esto es agregar un tercer electrodo, conectado a masa, y dirigido a otro punto del sujeto en estudio; en este caso una extremidad como el pie. El diagrama de conexiones para la etapa de adquisición de la señal se muestra en la Fig. 7.

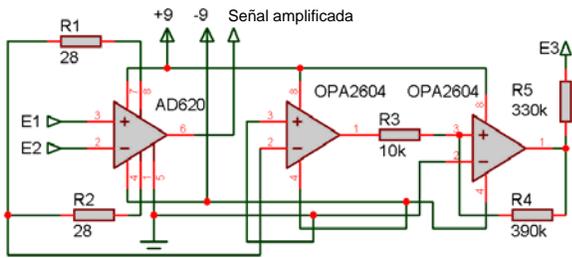


Fig. 7. Diagrama del amplificador de señales ECG.

A. Filtrado de la Señal

En la etapa de filtrado se utilizó un filtro pasa-banda, con el objetivo de eliminar frecuencias menores a 0.1Hz (la componente de directa) y mayores a 150Hz. Cabe mencionar que la frecuencia de cualquier pulso cardiaco normal (inclusive el de una persona enferma), no sobrepasa estos límites de frecuencia, y con ello se evitan señales fuera de este rango de frecuencias [7]. En la Fig. 8 se muestra el filtro pasa banda diseñado para el rango de frecuencias de 0.1 Hz a 150 Hz.

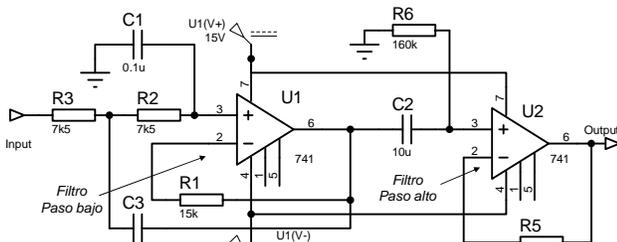


Fig. 8. Diagrama del filtro pasa-banda.

Después del filtro pasa-banda se colocó otro filtro que rechaza el ruido inducido por la línea de transmisión eléctrica, el cual es de 60Hz, como se observa en la Fig. 9. Para ello se empleó un filtro "Notch", el cual suele ser utilizado para esta tarea.

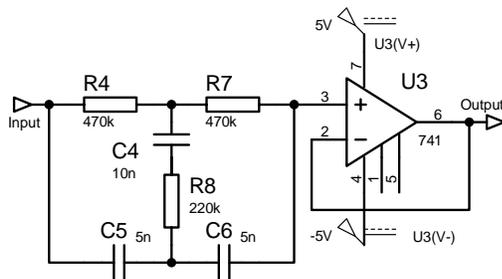


Fig. 9. Filtro Notch.

B. Digitalización de la Señal y Filtrado

Para el Electrocardiógrafo, se han seleccionado filtros relativamente sencillos que evitan distorsionar la señal eléctrica (ECG) y que permiten reducir al mínimo la cantidad de ruido agregado a la señal en el proceso de adquisición. Aunado a esto, se ha agregado un convertidor analógico – digital (ADC), que permite digitalizar la señal para que ésta pueda ser procesada por un microcontrolador.

La señal analógica (ECG) expresada en volts es convertida a una palabra digital de 8 bits, que pueda ser comprendida por dispositivos digitales como computadoras u otros equipos. El

ADC utilizado inicialmente es el ADC0804, el cual es compatible con diferentes clases de microprocesadores. El microcontrolador que se utilizó para procesar la información y enviarla a otros dispositivos es el 9S12DT256 de la familia Freescale HCS12 [8]. Este microcontrolador tiene la característica de que incluye un ADC, lo que permite sustituir el utilizado anteriormente. En la Fig. 10 se muestra el microcontrolador utilizado en el diseño del sistema de adquisición y procesamiento de la señal eléctrica.



Fig. 10. Microprocesador HCS12 de la familia Freescale.

Cabe mencionar que para digitalizar correctamente la señal eléctrica, el valor mínimo y máximo de ésta se deben ajustar para que se encuentren entre 0V y 5V, y esto se logra ajustando las ganancias de los amplificadores utilizados. Esto permite además, trabajar dentro de las especificaciones que requiere el microcontrolador empleado [8].

En la adquisición de las señales, aparte de utilizar filtros analógicos se utilizaron filtros digitales para terminar aun más con las frecuencias indeseables, esto para optimizar el ECG. Para la etapa de filtrado digital se utilizó un filtro "IIR" de orden 9, que permitió eliminar el ruido de la señal sin deformar la forma de onda de la señal cardiaca. El diseño del filtro se realizó a través del MatLab, empleando la Toolbox Filter Design para calcular los parámetros del filtro Butterworth. A través de este software se realizaron simulaciones las cuales permitieron determinar los coeficientes del filtro. La ecuación del filtro diseñado se muestra en 10.

$$Y(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + K + b(nb + 1)z^{-nb}}{1 + a(2)z^{-1} + K + a(na + 1)z^{-na}} X(z) \quad (10)$$

Para el diseño del filtro digital, se realizó el cálculo de los coeficientes del polinomio $Y(z)$, que son a_{ka} y b_{kb} , donde $ka = \{1, \dots, na\}$ y $kb = \{1, \dots, nb\}$. A partir de ellos se estimó la función de transferencia del filtro y se realizó el modelo del filtro a través de una aproximación de Butterworth. En la Fig. 11 se muestra una gráfica del filtro a través de un análisis en el dominio z , donde se especifican los bloques de retardo y las MAC (multiplicación – acumulación) que conforman el filtro.

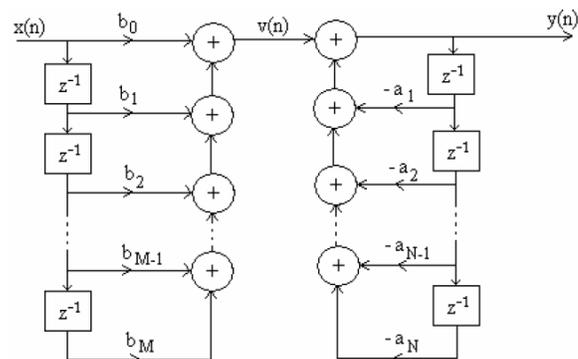


Fig. 11. Señal cardiaca ideal.

Para las simulaciones de las señales cardiacas se tomo como referencia una señal ideal, la cual se convolucionó con una señal ruido aleatoria para comprobar el funcionamiento y utilidad del filtro digital. En la Fig. 12 y Fig. 13 se muestran las señales cardiacas ideal y con un ruido gaussiano del orden de los 10 milisegundos.

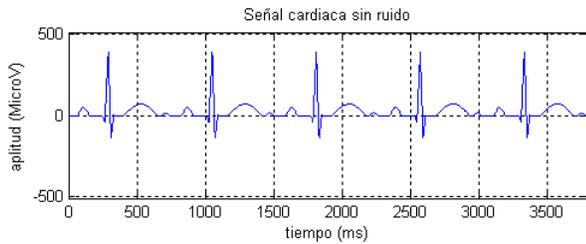


Fig. 12. Señal cardiaca ideal.

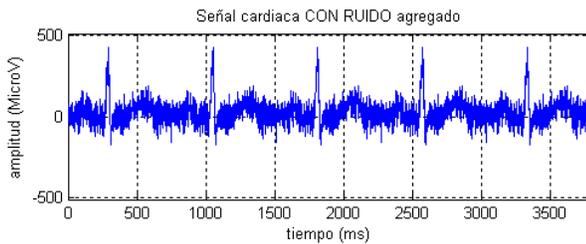


Fig. 13. Señal cardiaca con ruido agregado.

Después de haber agregado ruido a la señal cardiaca ideal, esta es procesada por el filtro Butterworth obteniendo como respuesta la señal de la Fig. 14, en donde se observa una reducción considerable de ruido asociado a la señal eléctrica.

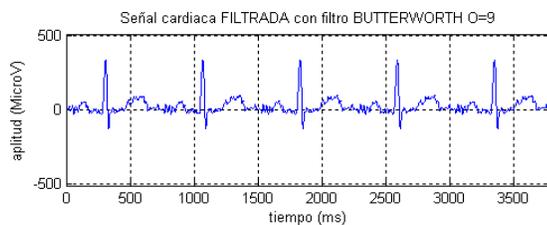


Fig. 14. Señal filtrada con filtro Butterworth.

5. RESULTADOS DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN

Para las pruebas experimentales, el modulo diseñado se probó con distintas personas y los electrodos se colocaron según el diagrama de las derivaciones de Einthoven de la Fig. 6.

Las tres derivaciones I, II y III (véase Fig. 3) se conocen como clásicas o estándar. La derivación I (DI) se obtiene conectando el hombro derecho con el hombro izquierdo, o en su caso, la muñeca derecha con la muñeca izquierda. En la Fig. 15 se puede observar la derivación I del triangulo Einthoven, la cual es una derivación bipolar. En ella, se muestra que la frecuencia del pulso cardiaco es de 720 ms y que además están definidas la onda P, la onda QRS y la onda T.

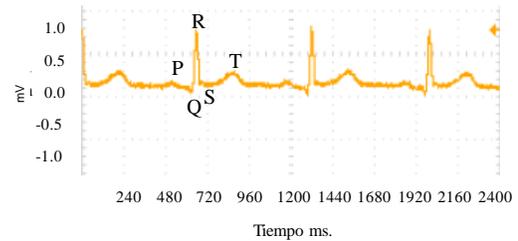


Fig. 15. Derivación I del triangulo de Einthoven.

Se puede considerar que la DI es un sitio de referencia donde los eventos eléctricos del corazón se ven desde una línea (una ranura finísima que se tiende entre el hombro derecho y el hombro izquierdo). En esta línea de derivación, vista desde un plano superior, se observa lo que ocurre con la corriente eléctrica en el corazón, situado en un plano inferior. Puesto que se miran los fenómenos eléctricos desde un sitio amplio, se les verá panorámicamente, pero solo en un plano, el frontal.

Se completa el triangulo con las derivaciones bipolares DII (hombro derecho, raíz de la extremidad inferior izquierda, o muñeca derecha y tobillo izquierdo) y la DIII (hombro izquierdo, raíz de la extremidad inferior izquierda; o muñeca izquierda y tobillo izquierdo). Estas derivaciones se pueden considerar como pequeñas ranuras desde las cuales se observa en panorámica los fenómenos eléctricos de la activación ventricular [4]. En la Fig. 16 y Fig. 17 se observan las derivaciones II y III, respectivamente, del triangulo de Einthoven para la persona analizada.

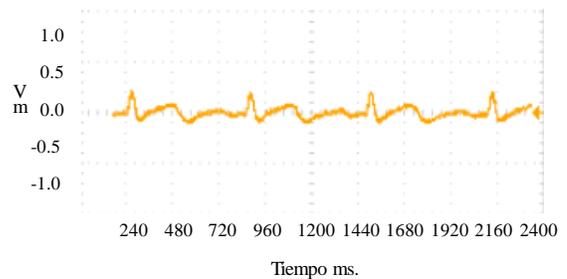


Fig. 16. Derivación II del triangulo de Einthoven.

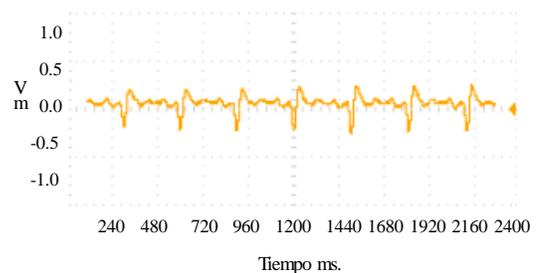


Fig. 17. Derivación III del triangulo de Einthoven.

6. CONCLUSIONES

En documento se presenta el diseño e implementación de un electrocardiógrafo empleando un conjunto de amplificadores, filtros, y acondicionadores de señal, los cuales permitieron que dicha señal fuese procesada por un microcontrolador de gama media. Durante su diseño se realizo un análisis con distintas configuraciones de amplificadores, que permitieran obtener la mejor respuesta (ganancia) a la salida. Además, se diseñaron

distintos tipos de filtros analógicos y digitales que permitieron reducir el ruido asociado a la señal eléctrica sin que ésta se deforme.

El filtrado de la señal eléctrica recayó principalmente en los filtros digitales que se implementaron dentro del microcontrolador HCS12. Esto permitió diseñar de forma más eficiente cada uno de los elementos que conforman el sistema de adquisición y con ello aumentar la calidad de la señal eléctrica.

Cabe destacar que para la realización de este proyecto se contó con ayuda de profesionistas especializados (cardiólogos) en el tema, los cuales analizaron y verificaron los resultados obtenidos por el sistema de adquisición y procesamiento de señales cardíacas. A partir del sistema desarrollado, se ha logrado obtener una señal eléctrica (electrocardiográfica) bastante limpia, permitiendo su correcta visualización en un osciloscopio para el análisis de un médico cardiólogo.

7. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado por la Secretaría de Educación Pública a través del Programa PROMEP: proyecto “Análisis y clasificación de señales cardíacas para la detección de enfermedades crónicas” (ref UCOL-EXB127).

8. REFERENCIAS

- [1] S. Carmel, A.J. Macy. “Physiological Signal Processing Laboratory for Biomedical Engineering Education”. 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, 2005 (IEEE-EMBS 2005). 17-18 Jan. 2006 Page(s):859 – 862.
- [2] J.M. Najeb, Salleh, Sh-Hussain; Yusoff, Khalid; “Two-channel data acquisition unit for heart sound analysis”. 1st International Conference on Computers, Communications, & Signal Processing with Special Track on Biomedical Engineering, 2005 (CCSP 2005). 14-16 Nov. 2005 Page(s):173 – 175.
- [3] Arturo Hernández. “Electrocardiógrafo para pruebas de esfuerzo basado en instrumentación virtual”. Universidad Tecnológica de la Mixteca, Huajuapán de León, Oaxaca.
- [4] William F. Ganong. “Fisiología Médica”. Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V. 1986.
- [5] Descripción teórica y gráfica de cada una de las derivaciones cardíacas y la obtención matemática de las derivaciones unipolares. www.corexcel.com
- [6] Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier 620. Analog Devices, Inc. www.analog.com (1999)
- [7] R. Coughlin y F. Driscoll. “Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales”. Cuarta Edición, Prentice Hall, 1993.
- [8] MC9S12DT256 Device User Guide V03.07 (Document Number 9S12DT256DGV3/D) Original Release Date: 24 March 2003, Revised: 2 January 2006. Freescale Semiconductor, Inc.

Alberto Ochoa es Profesor de Tiempo Completo, adscrito a la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (FIME) de la Universidad de Colima. Él imparte cátedra en Ingeniería en

Comunicaciones y Electrónica y la Maestría en Ingeniería. Sus líneas de investigación son técnicas de procesamiento digital de señales, estructuras sensoriales para la clasificación y localización de objetos en entornos 3D y diseño de redes neuronales en arquitecturas reconfigurables. El profesor Ochoa obtuvo el grado de Doctor en Electrónica en la Universidad de Alcalá (España) en diciembre de 2007. Él cuenta con el reconocimiento del Sistema Nacional de Investigadores (SNI nivel Candidato) desde enero de 2009.

Ramón Félix es Profesor de Tiempo Completo, adscrito a la FIME de la Universidad de Colima. Él imparte cátedra en Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica y la Maestría en Ingeniería, en este último programa funge como Coordinador. Sus líneas de investigación son el control no lineal para sistemas dinámicos. Cuenta con el reconocimiento del Sistema Nacional de Investigadores (SNI nivel I) desde enero de 2005. El profesor Félix obtuvo su doctorado en ciencias con especialidad en ingeniería eléctrica en el centro de Investigación y estudios avanzados (CINVESTAV-GDL) del IPN en 2003.

José Clemente Vásquez es Profesor de Tiempo Completo, adscrito a la Facultad de Medicina y al Centro Universitario de Investigaciones Biomédicas de la Universidad de Colima. Él imparte cátedra en carrera de medicina, y en la Maestría y Doctorado en Fisiología. Su principal línea de investigación es la farmacología y señalización por receptores canabinoides clonados. Él tiene el reconocimiento del Sistema Nacional de Investigadores (SNI nivel II) desde 1997. El profesor Vásquez obtuvo su doctorado en fisiología en la Universidad de Colima en 1997.

José Álvarez es Profesor de Tiempo Completo, adscrito a la FIME de la Universidad de Colima. Él imparte cátedra en Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica. Su línea de investigación es la técnica de procesamiento digital de señales basada en microcontroladores. El profesor Álvarez obtuvo el grado de Maestría en Computación en la Universidad de Colima en 2006.

Columba Díaz es estudiante del tercer semestre de la Maestría en Ingeniería de la FIME en la Universidad de Colima. Actualmente trabaja el tema de investigación *análisis de señales cardíacas con algoritmos de clasificación de alto nivel*. Ella es egresada de la carrera Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica de la Fac. de Ingeniería Electromecánica de la Universidad de Colima desde 2007.

Marcelo Maciel y Felipe Estrada son estudiantes egresados de la carrera Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica de la FIME en la Universidad de Colima. Ambos concluyeron sus estudios de ingeniería en Julio de 2010. El Ing. Maciel está actualmente cursando el primer semestre de la Maestría en Ingeniería de la FIME en la Universidad de Colima.