

Introducción a la digitalización de bioseñales

Aplicación en la adquisición de señales cardíacas

Ing. Romano, José Ignacio

Centro de Técnicas Analógico – Digitales (CeTAD)
Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de La Plata
La Plata, Argentina

joseiromano@hotmail.com

RESUMEN – El objetivo de este trabajo es establecer una serie de pruebas preliminares que permitan la digitalización de bioseñales, incluyendo su adquisición. A manera de ejemplo, se aplica el proyecto a la bioseñal producida por los músculos cardíacos. Por tal motivo, en primer lugar se estudia la señal de ECG del cuerpo humano, con el fin de caracterizarla, para luego elaborar un circuito que logre adquirir la misma. Una vez conocida la señal, se desarrolla un dispositivo capaz de censarla mediante electrodos y siguiendo normas de seguridad preestablecidas. Luego de captar la bioseñal en forma analógica se la adecúa para proceder con su digitalización, y se la envía por puerto serie a una computadora donde se visualiza mediante el software Matlab.

PALABRAS CLAVE - bioseñal, electrocardiografía, digitalización.

ABSTRACT – *The objective of this work is to establish preliminary tests that allow the biosignal digitalization, including its acquisition. As an example, this project is applied to the biosignal produced by the heart muscles. For that reason, it's firstly studied the ECG signal of the human body to characterize it, in order to develop an acquisition circuit. Once the ECG signal is known, the device which is capable to obtain it through electrodes is made, following preset security rules. After getting the biosignal in analog form it's adequated for its digitalization and it's sent via serial port to a computer which displays it using the software Matlab.*

KEY WORDS – biosignal, electrocardiography, digitalization.

I.- INTRODUCCIÓN

Cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, que proporciona información útil sobre funcionamiento del órgano que compone. Así, determinadas patologías se revelan frecuentemente en las bioseñales. Es por ello la importancia de la adquisición de las mismas para conocer la salud de un paciente.

Estas señales eléctricas generadas en el organismo se caracterizan por tener una amplitud muy baja (del orden de los μV hasta algunos pocos mV) y estar inmersas en un nivel de ruido eléctrico considerable. Por lo tanto, se emplean filtros activos para obtener la información útil y luego amplificar la señal.

En cuanto a la conversión analógica-digital presenta varias ventajas para aplicaciones biomédicas. Algunos ejemplos son: *almacenamiento* de información, como puede ser la historia clínica de un paciente, en un dispositivo reducido (pendrive, CD o disco externo); *transmisión* de la bioseñal de un dispositivo a otro que se encuentre a una cierta distancia (entre habitaciones de un hospital o a un consultorio externo); y, *análisis de la señal* mediante un software de computadora, que permita detectar automáticamente determinadas patologías.

Para elaborar un dispositivo que permita adquirir y procesar bioseñales es necesario, en primera instancia, llevar a cabo un estudio sobre el órgano en que estas son generadas con el fin de caracterizarlas. En este trabajo, se realiza una pequeña explicación sobre electrocardiografía con el objetivo de obtener los parámetros necesarios de la señal a medir.

II.- BIOSEÑALES

Los potenciales bioeléctricos son el resultado de una actividad electroquímica de un determinado tipo de células, conocidas como *células excitables*; las cuales componen tejidos musculares, nerviosos y glandulares.

La membrana de este tipo de células es un complejo lipoproteínico muy delgado que es impermeable a proteínas intracelulares y otros aniones orgánicos. Cuando la concentración de iones a cada lado de la misma es tal que el potencial eléctrico entre el interior de la célula y el medio que la rodea es estable, se lo denomina *potencial de acción*. Mediante la aplicación de un estímulo externo se pueden alterar las concentraciones de cargas de un lado y del otro de

la membrana celular, haciendo que el potencial de reposo se haga cada vez más positivo (despolarización). Este cambio reversible depende de las propiedades eléctricas particulares del tipo de célula. Cuando los cambios de los potenciales eléctricos son grandes ante estímulos leves y únicos, se los denomina *potenciales de acción* [1].

III.- ELECTROCARDIOGRAFÍA

Fisiológicamente, la parte derecha del corazón está formada por la aurícula y ventrículo derechos, ambos separados por la válvula tricúspide; mientras que la mitad izquierda está formada por la aurícula y ventrículos izquierdos, separados por la válvula mitral.

Este órgano funciona como una bomba que impulsa la sangre a todo el cuerpo. Para ello, recurre a un estímulo eléctrico (potencial de acción) que es transmitido muy rápidamente a través del miocardio, generando así la contracción coordinada del músculo cardíaco. Las células del miocardio son eléctricamente excitables, es decir, que dejan fluir iones a través de su membrana. Este flujo de iones se traduce en una corriente de transmembrana y en una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la célula. Esta actividad eléctrica puede registrarse mediante electrodos colocados sobre la superficie del cuerpo, obteniendo (entre otras) la señal electrocardiográfica, que es *la variación temporal del potencial eléctrico en un punto*.

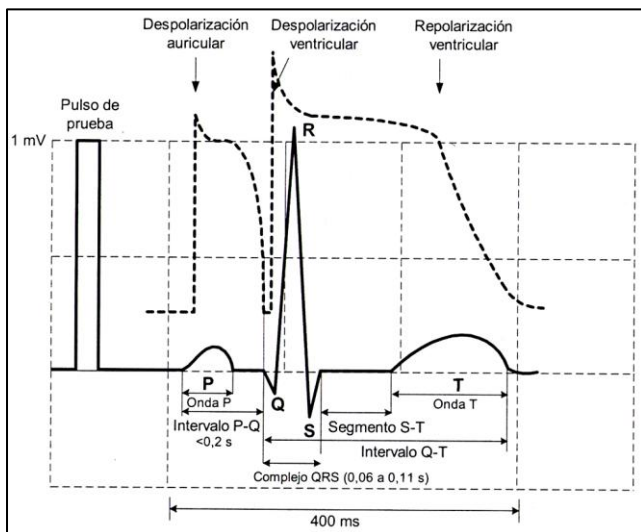


FIGURA 1: SECUENCIA DE ONDAS E INTERVALOS DE MAYOR INTERÉS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICAS.

Esta señal refleja la actividad eléctrica del corazón y presenta un comportamiento repetitivo que concuerda con los sucesivos ciclos cardíacos (figura 1).

Cada ciclo está representado por una serie de ondas, denominadas P, Q, R, S y T. La duración y la amplitud de las

mismas tienen valores característicos y sus formas un patrón determinado [1]. Cualquier alteración de estos parámetros tiene gran importancia desde el punto de vista del diagnóstico del paciente.

Esta señal electrocardiográfica presenta niveles de amplitud muy bajos, del orden de los $10\mu\text{V}$ a los 5mV (un pico normal puede ser de 1mV) - además de una tensión de offset dado por el contacto electrodo/piel - en un rango de frecuencia que va desde los $0,05\text{Hz}$ a los 150Hz (ECG en reposo y para diagnóstico) [2].

a) Derivaciones

La detección de la actividad eléctrica se realiza mediante electrodos ubicados en distintos puntos del cuerpo, denominados *derivaciones*. Un electrocardiograma típico consta de doce diferentes que se dividen en tres grupos [3]. Este trabajo centra en la adquisición y representación de bioseñales correspondientes a las derivaciones bipolares del plano frontal.

Estas registran la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo, las cuales constituyen un circuito cerrado. Para ello, se colocan electrodos en el brazo derecho y en el brazo izquierdo y en el pie izquierdo. También se emplea un electrodo sobre la pierna derecha, el cual hace de referencia.

IV.- DESCRIPCIÓN DEL APARATO DE ADQUISICIÓN

En la figura 2 se presenta un diagrama del dispositivo a desarrollar. El mismo se basa en la obtención de las tres derivaciones bipolares del plano frontal. En los párrafos posteriores se explica brevemente cómo se conforma cada uno de los bloques.

a) Fuente de alimentación

En primer lugar se aclara que la alimentación de todo el aparato es provista por medio de baterías, por lo que en ningún momento hay vinculación directa con la red eléctrica de 220V . Esta elección radica principalmente en la seguridad del paciente.

La fuente en sí se divide en dos partes, una que provee de energía a las etapas de digitalización y transmisión de la señal (fuente I) y otra para el bloque que conforma la adquisición y acondicionamiento de la misma (fuente II).

La fuente I se compone principalmente de un regulador de tensión LM317 conectado con una batería de gel de $6,4\text{V}$ que es capaz de entregar hasta 2A . La utilización de esta última se justifica por el consumo de corriente del microcontrolador y el bloque de transmisión (100mA aprox.). En integrado se lo regula de manera tal que a la salida entregue $+5\text{V}$ necesario para dichas etapas.

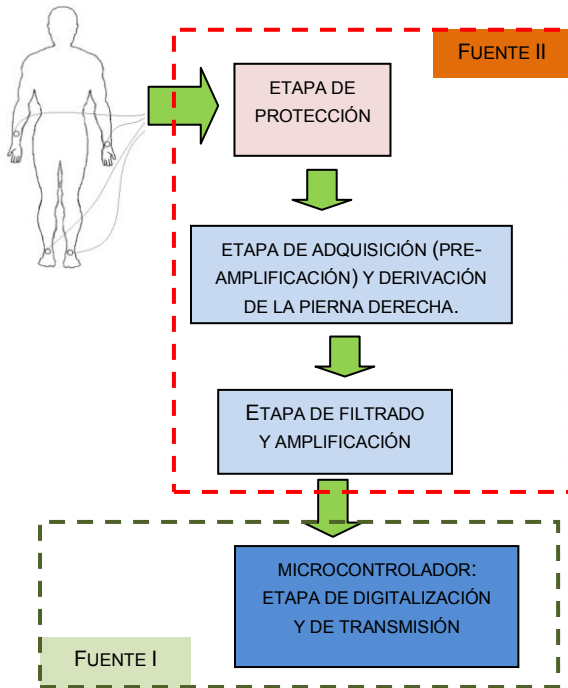


FIGURA 2: DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA COMPLETO DE ADQUISICIÓN Y DIGITALIZACIÓN DE LA BIOSEÑAL.

En cuanto a la fuente II, es alimentada por un par de baterías de 9V conectadas en serie, con la referencia en el punto medio entre ellas. Dado que la señal de ECG puede tomar valores positivos y negativos, y el conversor analógico-digital del microcontrolador opera sólo con valores positivos, se diseña un circuito (figura 3) de manera tal que entregue a la salida dos tensiones simétricas referenciadas virtualmente en +2.5V (punto medio de entre 0V y +5V, valores que maneja el microcontrolador).

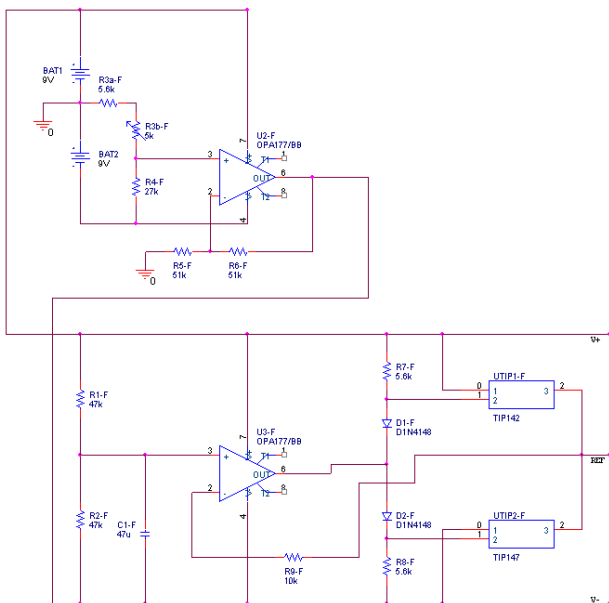


FIGURA 3: FUENTE DE ALIMENTACIÓN PARA LAS ETAPAS DE AMPLIFICACIÓN, FILTRADO Y PROTECCIÓN. ENTRE +V Y REF, EXISTE UNA TENSION DE +6.5V, LA MISMA QUE ENTRE -V Y REF PERO DE SIGNO OPUESTO. LA REFERENCIA VIRTUAL SE ENCUENTRA EN APROXIMADAMENTE 2.5V.

De esta manera, luego de las etapas de amplificación y filtrado, la señal es totalmente positiva; lista para ser procesada digitalmente.

b) Electrodo y cable paciente

Los electrodos son transductores que convierten las corrientes iónicas (mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos) en corrientes eléctricas capaces de ser procesadas por el dispositivo.

Un aspecto a destacar es que debido a las impurezas presentes en los electrodos (no son exactamente iguales) y en la piel (células muertas, por ejemplo), se genera un potencial de contacto en la interfaz electrodo/piel. El mismo se lo considera, por convención, como un ruido eléctrico de unos 300mV de continua [4].

En cuanto a los cables que vinculan los electrodos con el dispositivo de adquisición, pueden ser mallados o no, pero necesariamente flexibles. Esto último se debe a la posibilidad de enrollarlos, a fin de que los terminales estén próximos entre sí y trenzados, para disminuir el acoplamiento inductivo (interferencia).

c) Etapa de protección

Con el fin de evitar el macroschock [2] que pueda originarse por una falla en el dispositivo, se coloca entre los terminales de los electrodos y el circuito de adquisición, una resistencia limitadora de corriente. La misma se elige de manera tal que la intensidad de fuga sea menor a $50\mu\text{A}$ (Norma IEC60601) [2].

A continuación de la misma se emplea un buffer como adaptador de impedancias.

d) Etapa de pre-amplificación

Para la obtención de cada una de las derivaciones se implementa un amplificador de instrumentación AD620 de Analog Devices, como se muestra en la figura 4 [5].

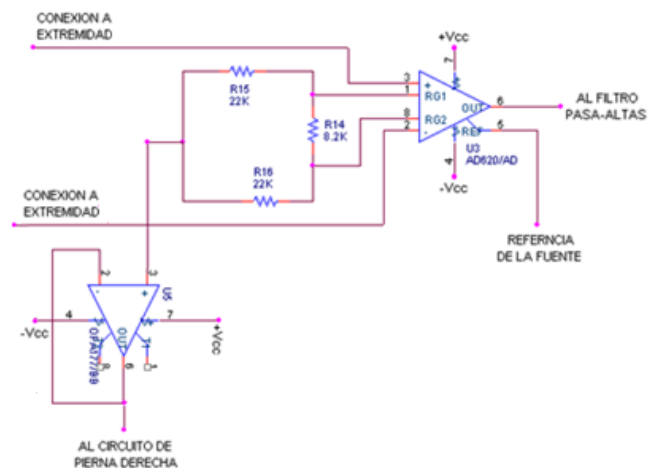


FIGURA 4: CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE CADA DERIVACIÓN.

Las principales características de este integrado es que posee un alto rechazo a tensiones de modo común (CMRR), alta impedancia de entrada, bajo ruido, bajo drift, y ganancia fácilmente regulable.

Si bien este amplificador puede entregar una ganancia de hasta 1000 veces, se la regula en un valor mucho menor por la tensión de offset generada en la interfaz electrodo/piel. Para este caso se la estableció, según su hoja de datos, en 8.197 veces.

e) Derivación de la pierna derecha

Este sub-circuito (figura 5) tiene dos objetivos fundamentales: el primero es establecer una referencia de tensión, ya que el paciente no puede ser conectado directamente a tierra; en segundo lugar, permite disminuir la tensión de modo común que se halle en el organismo. La misma es censada por los resistores de 22K Ω de la figura 4. Luego, esa señal es invertida, amplificada y realimentada negativamente a la pierna derecha [4].

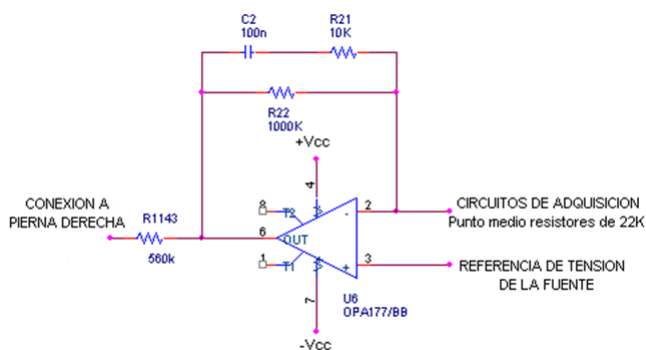


FIGURA 5: CIRCUITO DE LA DERIVACIÓN DE PIERNA DERECHA.

La corriente que fluye por el cuerpo no lo realiza directamente a la referencia de la fuente sino a la salida del amplificador operacional, reduciendo así la interferencia.

f) Etapa de amplificación y filtrado

Para esta, se elige la utilización de un filtro activo pasa-banda del tipo Butterworth en configuración Sallen-Key [6]. Estos se caracterizan por presentar una respuesta plana en la banda de paso (lo que hace que no se produzca distorsión), a costa de una respuesta en frecuencia en la zona de transición de 20dB/década por polo.

El filtro se compone por dos filtros en cascada de orden 4. El primero es un pasa-altas con frecuencia de corte $f_1=0.05\text{Hz}$; mientras que el segundo es un filtro pasa-bajas con frecuencia de corte en $f_2=150\text{Hz}$.

Dado que un pico de la señal de ECG puede tener una amplitud de 5mV (caso extremo) y la máxima excursión que se puede tener a la entrada del microcontrolador es de 2.5V, la ganancia total del sistema debe ser como máximo de 500 veces. Asimismo, en la etapa de pre-amplificación se aplicó un aumento de 8.197 veces; por lo que, se configura todo el filtro

para que tenga una ganancia total de 60,2 veces aproximadamente.

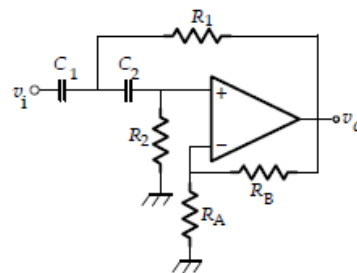


FIGURA 6: FILTRO ACTIVO PASA-ALTAS BUTTERWORTH, SALLEN KEY.

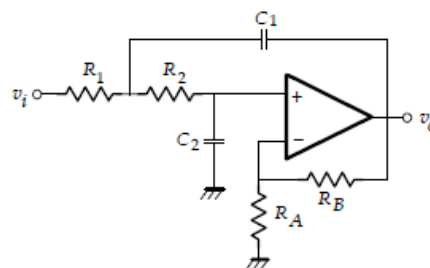


FIGURA 7: FILTRO ACTIVO PASA-BAJAS BUTTERWORTH, SALLEN KEY.

g) Microcontrolador

En este proyecto se implementa el MC9S08JM60, que pertenece a la familia de microcontroladores HCS08 de Freescale. Estos son de 8 bits y se caracterizan por su bajo costo y alto rendimiento [7].

Entre sus principales características se destacan: frecuencia del CPU de 48MHz y de bus de 24MHz; 60KB de memoria flash programable y 4KB de memoria RAM; 51 pines de I/O de propósito general; 2 módulos ADC con un total de 12 canales; 8 entradas para interrupciones KBI; 2 interfaces para la comunicación serie (SCI); 1 módulo contador en tiempo real (RTC); entre otros.

En cuanto a la programación de este componente, se utiliza el programa CodeWarrior V6.1.

V.- DIGITALIZACIÓN Y VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL

En primer lugar, se emplean tres entradas del módulo de interrupciones por teclado (KBI) como selector de la derivación que se quiere registrar.

En cuanto a la digitalización, se utilizan tres canales (uno para cada derivación) de uno de los módulos ADC del microcontrolador. El mismo se configura para realizar conversiones continuas de 8 bits.

En cuanto a la frecuencia de muestreo, por el teorema de Nyquist debe ser mayor a 300Hz [8]. Por lo tanto, se decide que sea de 1Khz. Dado que la mínima frecuencia configurable es mucho mayor que este valor (del orden de los MHz) se emplea el módulo RTC, de manera tal que cada 1mseg se

genere una interrupción. En ella, se realiza la conversión analógica-digital de la señal muestreada.

Como el tiempo de almacenamiento y procesamiento de la bioseñal, es mucho menor que el tiempo en que se llevan a cabo dos interrupciones sucesivas, se considera que la frecuencia de muestreo del sistema es de 1KHz.

Por último, la señal digitalizada se la almacena en memoria. Una vez obtenidas 4000 muestras se procede con la transmisión de la misma.

a) Transmisión

Para llevar a cabo la transmisión de datos hacia la computadora personal en que se visualizarán, se utiliza el estándar TIA/EIA 232-F [9]. La misma establece una máxima velocidad de transmisión de 115200 baudios y que la distancia entre el emisor y el receptor no supere los 15 metros.

Para ello, se emplea una de las interfaces SCI del microcontrolador. Esta se configura con una velocidad de transferencia de 9600 bps; comunicación half-dúplex (sólo interesa la transmisión de los datos); sin bit de paridad; y con un tamaño de datos de 8 bits.

Por otro lado, para interconectar la PC con el aparato desarrollado, se emplea un MAX232. Este dispositivo genera las tensiones necesarias para los 0 y 1 lógicos del estándar TIA/EIA 232-F (+10v y -10v) a partir de los 5V del microcontrolador.

b) Visualización en Matlab

Una vez transferidos la señal digitalizada a la computadora personal, se la visualiza mediante el programa Matlab V9.0. Este software permite, entre muchas otras, obtener datos del puerto serie y graficarlos en pantalla.

VI.- PRUEBAS Y RESULTADOS

Para analizar la metodología de adquisición de la señal electrocardiográfica propuesta, se monta el circuito sobre *protoboards*. Esto permite la modificación del mismo durante las pruebas; corrigiendo así posibles errores o fallas que vayan surgiendo.

Sin embargo, estas placas acarrean varios inconvenientes. Uno de los más importantes es el pobre contacto entre los componentes del circuito. Por otro lado, el circuito desarrollado es muy susceptible a la interferencia de 50Hz de la red eléctrica que se encuentra en el ambiente.

Por lo tanto, se aclara que el uso de *protoboards* tiene validez únicamente para comprobar el desarrollo planteado. Los resultados no se pueden considerar como una prueba definitiva del funcionamiento del aparato propuesto. Para ello se deben montar los circuitos impresos de las distintas etapas

(tarea a futuro) y colocarlas luego dentro de un gabinete metálico que lo aisle del ruido eléctrico del ambiente.

Mediante el uso de un generador de señales y un osciloscopio digital, se verifica el funcionamiento del dispositivo. Esto se realiza en primer lugar, para cada uno de los bloques de pre-amplificación y acondicionamiento por separado, y luego en todo su conjunto (figura 8).

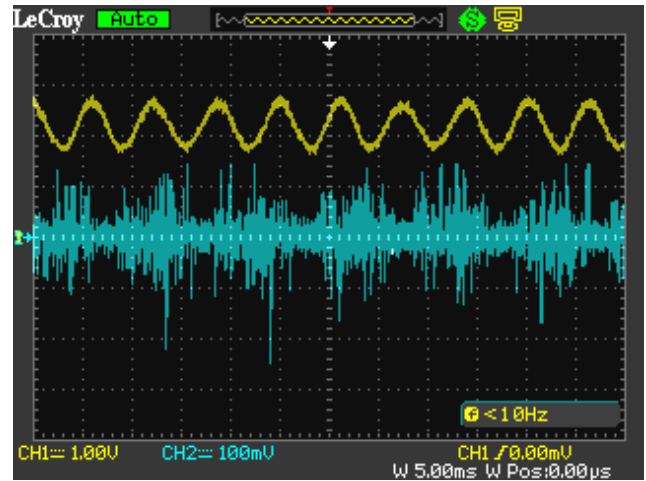


FIGURA 8: RESPUESTA DEL APARATO (AMARILLO) CUANDO SE INYECTA A LA ENTRADA UNA SEÑAL SENOIDAL DE 1MV DE AMPLITUD INMERSA EN RUIDO (AZUL). AMBOS CANALES DEL OSCILOSCOPIO ESTÁN EN DIFERENTES ESCALAS.

También se verifica la digitalización y transmisión de datos desde el dispositivo hacia la PC. En la figura 9 se observan 200 muestras de la señal obtenida en la figura 8.

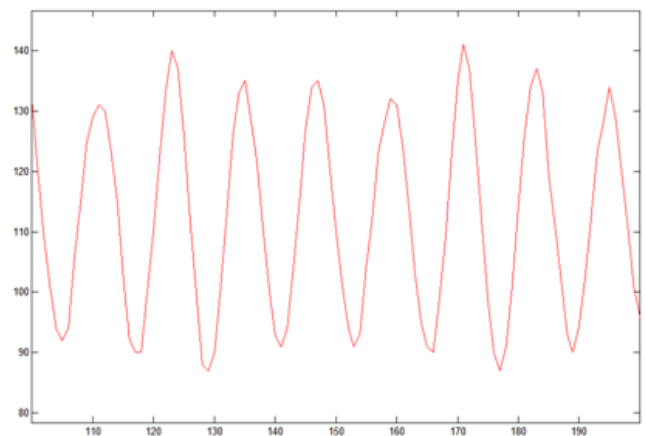


FIGURA 9: VISUALIZACIÓN EN MATLAB DE 200 MUESTRAS DE LA SEÑAL ANTERIOR.

Luego se efectúan pruebas sobre el paciente. Teóricamente se espera ver en pantalla una señal de la forma como la que se muestra en la figura 10 [10].

Dado que en el presente proyecto no está compensada la interferencia de 50Hz del ambiente debida a la red eléctrica, se espera tener una señal distorsionada. Esto se puede verificar en la figura 11, que corresponde a la tercera derivación obtenida mediante el dispositivo desarrollado.

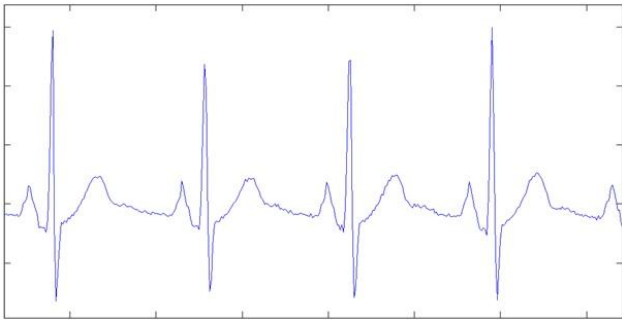


FIGURA 10: SEÑAL DE ECG CORRESPONDIENTE A LA TERCERA DERIVACIÓN.

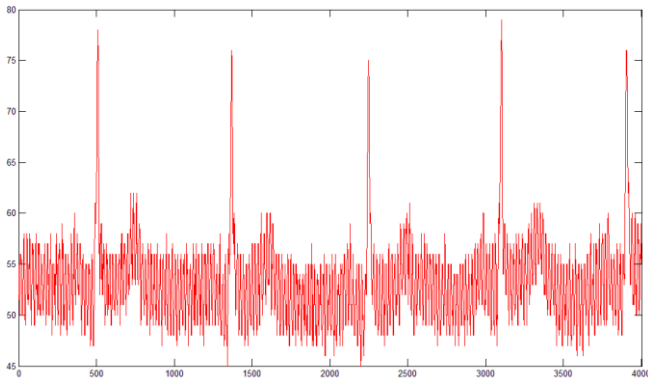


FIGURA 11: TERCERA DERIVACIÓN OBTENIDA CON EL DISPOSITIVO PROPUESTO.

Hay que aclarar que se evaluó la implementación de un filtro notch a la salida, pero la respuesta no presentaba mejoras.

VII.- TAREAS A FUTURO

En primer lugar se deben montar los componentes en los circuitos impresos, los cuales ya están elaborados. Esto disminuirá considerablemente el ruido eléctrico observado en los resultados (figura 11). Además, se deberá contar con dos buenas tierras; una para la etapa analógica y otra para la digital, ambas vinculadas en configuración estrella (mediante un solo punto).

Una mejora de este proyecto es la extensión a las restantes derivaciones que componen un electrocardiógrafo. Con un arreglo de resistencias, llamada *Red de Wilson* se pueden obtener las derivaciones monopares o aumentadas. Además, es viable agregar un nuevo conector para las derivaciones del plano horizontal (las cuales van conectadas al pecho, cercano al corazón), que permiten obtener el vector polarización. Igualmente, es necesario adicionar al dispositivo un par de multiplexores que permitan obtener la derivación deseada.

Por otro lado, a fin de proveer una interfaz más agradable y entendible para el usuario, se puede crear un programa que sea de exclusividad para el aparato en cuestión. De esta manera no se requeriría de la utilización de algún otro software que grafique, como el Matlab. Además, se puede implementar la

observación de datos en tiempo real (es decir, muestra a muestra a medida que se vaya obteniendo).

También se podría analizar, si es factible, la fabricación de una fuente que satisfaga los requerimientos establecidos por las normas de seguridad para equipos de estas aplicaciones. Una posibilidad es la de implementar una fuente con convertidor de CC-CC.

Otra de las consideraciones a futuro es cambiar el modo de transmisión de los datos digitalizados a la computadora, ya que el puerto serie, si bien es sencillo de implementar, está cayendo en desuso. Es más, los equipos modernos carecen de este tipo de conector, y son reemplazados por los de conexión universal USB.

Por último, se puede agregar un display de 7 segmentos y tres dígitos sobre el aparato a fin de que muestre la frecuencia cardíaca del paciente. La obtención de la misma, puede efectuarse por software desde el propio dispositivo, ya que las muestras obtenidas se encuentran en la memoria del microprocesador.

VIII.- CONCLUSIONES

Se cumplió el objetivo del proyecto, el cual consistía en establecer una serie de pruebas preliminares para la elaboración de un dispositivo capaz de digitalizar una bioseñal. En este caso se optó por medir la onda de un electrocardiograma correspondiente a las tres derivaciones bipolares del plano frontal; lo que implica también a la adquisición de las mismas. El prototipo realizado fue capaz de obtener la señal del cuerpo humano, convertirla a digital y enviarla por puerto serie a una computadora personal. Luego pudo visualizarse mediante el software Matlab.

Sin embargo, pese a que ni el dispositivo de adquisición ni la computadora personal están conectados a la línea de 220V, la señal obtenida tiene una componente de ruido eléctrico de 50Hz muy importante. Por lo que el dispositivo tiene una muy pobre aislación eléctrica con el entorno. Esto se debe principalmente a que el circuito completo fue montado sobre protoboards.

Un aspecto a remarcar es que el acondicionamiento previsto en este sistema, es satisfactorio. La señal pasa directamente del filtro pasa-banda al microcontrolador, sin entrar en ninguna otra etapa intermedia (como el agregado de un offset) que pueda contaminarla con algún tipo de ruido (térmico, eléctrico, etc). Sin embargo la interferencia de la red sigue siendo un factor importante que contamina seriamente la señal a medir.

Por último, en cuanto al diseño, se decidió por el desarrollo y elaboración de las etapas de adquisición y filtrado; pese a que en el mercado existen componentes llamados *front-ends* comerciales (como ADS1298 de Texas Instruments o el ADAS1000 de Analog Devices) que realizan estas funciones y constan de conversores analógico/digital-. Esta elección radica en el hecho de que el diseño elegido permite realizar modificaciones en cualquiera de las etapas y adaptarlas a cualquier sistema de adquisición de bioseñales.

[9] - STALLINGS, William. “Comunicaciones y redes de computadoras”. 7ª Edición.
Madrid. Editorial: Pearson Prentice Hall.
896 páginas. ISBN: 84-205-4110-9.

[10] - <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>

IX.- REFERENCIAS

- [1] - GUERRERO MARTINEZ. “Bioseñales”.
Apunte de la cátedra de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Valencia, España.
- [2] - DANERI, Pablo A. “Electromedicina: equipos de diagnóstico y cuidados intensivos.” 1ª Edición.
Buenos Aires. Editorial HASA, 2007.
208 g. ISBN: 978-950-528-279-1.
- [3] - ALVAREZ E., Leydy Laura; HENAO, Ricardo; DUQUE, Edison. “Análisis de esquemas de filtrado análogo para señales ECG.”
Scientia et Technica. Universidad Tecnológica de Pereira (Colombia). 2007. Volumen XIII, número 37. Páginas 103-108. ISSN: 0122-1701.
- [4] - WEBSTER, John G. “Medical instrumentation: application and design.” 4ª Edición.
Estados Unidos. Editorial John Wiley & Sons, Inc.
675 páginas. ISBN: 13-978-0-471-67600-3
- [5] - HARTMANN, Eckart. “ECG front-end design is simplified with microconverter.”
Analog Dialogue: a forum for the Exchange of circuits, systems and software for real world signal processing.
Estados Unidos. 2003. Volumen 37, número 4.
Páginas 10-15. ISSN: 0161-3626.
- [6] - HUIRCAN, J. I. “Filtros activos, conceptos básicos y diseño.” *Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad de La Frontera. Araucanía, Chile.*
- [7] - MC9S08JM60 Series Data Sheet. HCS08
Microcontrollers. Freescale Semiconductor.
<http://freescale.com>. 388 páginas.
- [8] - TRANTER, William; ZIEMER, Rodger. “Principles of communications. Systems, modulation and noise”.
6ª Edición. Estados Unidos. Editorial John Wiley & Sons, Inc.
736 páginas. ISBN: 13-978-0-470-25254-3.