

DESARROLLO DE UN CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO, ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO DE TRES CANALES PARA LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA, DESTINADO A UN PROTOTIPO DE HOLTER

*AÍDA PÉREZ*¹ *ESTEBAN ÁLVAREZ*² *FEDERICO MOLEIRO*^{3,A} *ANA ELISA RODRÍGUEZ*^{3,B} *CÉSAR SEIJAS*⁴
*CARLOS JIMÉNEZ*⁵

¹ Universidad de Carabobo. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Eléctrica. Departamento de Sistemas y Automática. aidaperezr@yahoo.com

² Universidad Central de Venezuela. Facultad de Ciencias. Escuela de Física. Postgrado en Instrumentación. ealvarezve@gmail.com

³ Universidad Central de Venezuela. Instituto de Medicina Tropical. Sección de Cardiología Experimental. ^Afmoleiro@cantv.net ^Banela2000ve@yahoo.es

⁴ Universidad de Carabobo. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Eléctrica. Departamento de Electrónica y Comunicaciones. cseijasfg@gmail.com

⁵ Universidad de Carabobo. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Eléctrica. Departamento de Circuitos y Mediciones. carlosjimenezing@gmail.com

Recibido: noviembre 2016

Aprobado para publicación: mayo 2017

RESUMEN

Esta investigación tiene como objetivo el diseño y construcción de un circuito de acondicionamiento, adquisición y almacenamiento de tres canales para la señal electrocardiográfica, destinado a un prototipo de Holter, tomando en cuenta: requerimientos de energía, amplificación, disminución de los niveles de ruido y almacenamiento de la señal. La investigación comprendió: el diagnóstico en relación a la necesidad de desarrollo de equipos Holter nacionales, el planteamiento de la propuesta y la fundamentación teórica. Se estudiaron aspectos teóricos relativos a la actividad eléctrica del corazón, el tratamiento de ruido en la señal electrocardiográfica y las tecnologías digitales a utilizar para el acondicionamiento, adquisición y almacenamiento de dicha señal. Con base en esto, se diseñó y construyó el circuito en etapas: 1) detección de la señal electrocardiográfica; 2) acondicionamiento conformado por la entrada de señal, amplificación, circuito de realimentación de la pierna derecha, filtro Notch, filtros pasa bajos y pasa altos, segunda etapa de amplificación y circuito de compensación; 3) adquisición de la señal mediante microcontrolador ATmega2560, integrado en una placa de desarrollo Arduino; 4) almacenamiento de la señal en memoria SD o micro SD interconectada con la placa Arduino. Se logró un circuito de acondicionamiento para tres canales de la señal electrocardiográfica, con la señal amplificada entre 0 y 5 V, una ganancia total de 780, un nivel offset de 2,4 V DC, filtro Notch twin T de alto Q con corte en 60 Hz, rango de frecuencias limitado entre 0,036 Hz y 265,25 Hz. La adquisición se alcanzó con un convertidor analógico-digital integrado en el ATmega2560, con resolución de 10 bits. La velocidad de muestreo se fijó en 500 muestras por segundo, según lo establecido por la American Heart Association. Mediante la aplicación de los filtros se redujo el ruido existente y, con ello, una visualización y almacenamiento adecuados de la señal electrocardiográfica. El circuito logrado es modular y abierto, y contribuye al desarrollo de un prototipo de Holter nacional.

Palabras Clave: circuito, adquisición, acondicionamiento, almacenamiento, señal electrocardiográfica, Arduino

DEVELOPMENT OF A CIRCUIT FOR CONDITIONING, ACQUISITION AND STORAGE OF THREE CHANNELS FOR THE ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL, INTENDED FOR A PROTOTYPE HOLTER

ABSTRACT

The objective of this research is to design and build a circuit conditioning, acquisition and storage of three channels for the electrocardiographic signal intended for a prototype Holter; in this case aspects are taken into account as: supply requirements and signal amplification, lower noise levels and signal storage. The research includes the analysis on the need

for development of national prototype Holter, the approach of the proposal and the theoretical foundation. Theoretical aspects of electrical activity of the heart, treatment-related noise on the ECG signal and digital technologies to be used for conditioning, acquisition and storage of ECG signal were studied. The circuit was designed and built by stages: 1) electrocardiographic signal detection, 2) conditioning turn formed by input signal, amplification, right leg feedback circuit (RLD), Notch filter, low pass and high-pass filters, second stage of amplification and compensation circuit, 3) signal acquisition by ATmega2560 microcontroller integrated into a development board Arduino, 4) signal storage in SD or micro SD memory interconnected with Arduino board. One conditioning circuit for three channels of ECG signal was achieved, the signal was amplified from 0 to 5 V, with one gain of 780, one offset level of 2,4 V DC, twin T Notch filter with cutoff frequency 60 Hz, limited frequency range between 0,036 Hz and 265,25 Hz by the low pass filters and high pass. The acquisition was achieved with an integrated ATmega2560 analog-digital converter with 10-bit resolution; the sampling rate was set at 500 samples per second as established by the American Heart Association. By applying filters succeeded in reducing the existing noise and thus the display and a storage of the ECG signal. The circuit achieved is modular and open, and contributes to the development of a prototype national Holter

INTRODUCCIÓN

En nuestro país, diversas dolencias relacionadas con el sistema cardiovascular afectan a un sector importante de la población (Brazón, 2011). En el *Anuario de Mortalidad* del año 2006, publicado un años después por el Ministerio del Poder Popular para la Salud se señala: las enfermedades del corazón se ubicaron como la principal causa de muerte diagnosticada para dicho año, con 24.977 casos, lo cual representó un 20,63% del total de muertes diagnosticadas, ya fuese por médicos tratantes o por médicos forenses (Ministerio del Poder Popular para la Salud, 2007). De manera similar, en el *Anuario de Mortalidad* del año 2011, las enfermedades del corazón volvieron a posicionarse como primera causa de muerte diagnosticada (Ministerio del Poder Popular para la Salud, 2014).

Entre las dolencias asociadas a dichas enfermedades se encuentran las arritmias o trastornos del ritmo del corazón, las cuales pueden ser detectadas a través de evaluaciones por procedimientos médicos no invasivos. Entre estos procedimientos se encuentra el electrocardiograma ambulatorio o Holter. El Holter es un dispositivo que se coloca al paciente durante 24 horas (o más) con la finalidad de registrar la actividad eléctrica del corazón en dicho intervalo de tiempo.

Este tipo de evaluación del ritmo cardíaco es frecuente y requerida por pacientes en instituciones médicas públicas y privadas. En el caso particular de los centros hospitalarios públicos, la necesidad de los equipos Holter se acrecienta debido a que la población que acude a estas instituciones habitualmente tiene un bajo poder adquisitivo; lo que le impide asistir a centros médicos privados, con la finalidad de someterse a la evaluación con el dispositivo Holter.

Los equipos Holter para registro ambulatorio de la actividad cardíaca son importados; es decir, no existe una

línea de fabricación de los mismos en Venezuela. Cuando se adquiere un Holter en el extranjero y se nacionaliza para su utilización, por lo general se pierde la garantía del dispositivo, o queda limitada, o bien en el momento de requerir una reparación, no se dispone de los componentes y/o del conocimiento de las técnicas para su arreglo.

En este mismo orden de ideas y, como ejemplo de esta situación, se puede hacer referencia a lo que sucede en Sección de Cardiología Experimental del Instituto de Medicina Tropical de la Universidad Central de Venezuela, en Caracas. De acuerdo con la información suministrada por el personal de investigación, varios de los Hólters de una marca comercial utilizados en dicho Instituto eran equipos con grabadores tipo casete y tenían una considerable cantidad de años en funcionamiento. Debido al tiempo y al uso, los 16 equipos Holter de este modelo se encuentran actualmente fuera de funcionamiento. Para octubre de 2014, se contaba con cuatro dispositivos Holter digitales importados, lo cual resulta ser un número insuficiente de equipos para atender a la población que acude a la Sección de Cardiología Experimental en busca del servicio.

A través de las ideas antes expuestas se llega al siguiente planteamiento: partiendo de la necesidad de contar con equipos Holter fabricados en el país, se propone como objetivo en esta primera investigación: el diseño y desarrollo de un circuito para el acondicionamiento, adquisición y almacenamiento a tres canales, de la señal electrocardiográfica destinado a un prototipo de Holter. Con el desarrollo modular de este circuito se busca generar un sistema de hardware-software que se integre a la construcción de un prototipo de Holter.

METODOLOGÍA

El diseño y construcción del circuito se dividió en las siguientes etapas: 1) detección de la señal

electrocardiográfica; 2) acondicionamiento; 3) adquisición de la señal; 4) almacenamiento de la señal. A continuación, se explican cada una de estas etapas.

Detección de la señal electrocardiográfica

Para la detección de la señal electrocardiográfica se utilizaron electrodos desechables; éstos se encargan de recoger el voltaje en la superficie del cuerpo para que pueda ser detectado por los circuitos electrónicos, tanto del electrocardiógrafo como de un Holter.

Los electrodos se conectan a un cable denominado “cable de paciente”, destinado especialmente para ser usado en electrocardiografía. Se utilizó, a tal fin, un cable proveniente de un Holter comercial, de cinco (05) terminales: cuatro de éstos se usaron para los canales 1, 2 y 3 y, el quinto terminal, para la referencia. También puede utilizarse un cable de siete terminales donde se combinen seis de ellos para formar 3 canales, mientras que el séptimo terminal sería la referencia.

Acondicionamiento

El circuito de acondicionamiento está conformado por las siguientes etapas: 1) entrada proveniente del cable con los electrodos, 2) amplificador de instrumentación, 3) circuito de realimentación de la pierna derecha, 4) filtro Notch de 60 Hz, 5) filtro pasa alto, 6) segunda etapa de amplificación, 7) filtro pasa bajo, 8) circuito de compensación u “offset”.

La Figura 1 muestra un diagrama de bloques para el circuito de acondicionamiento.

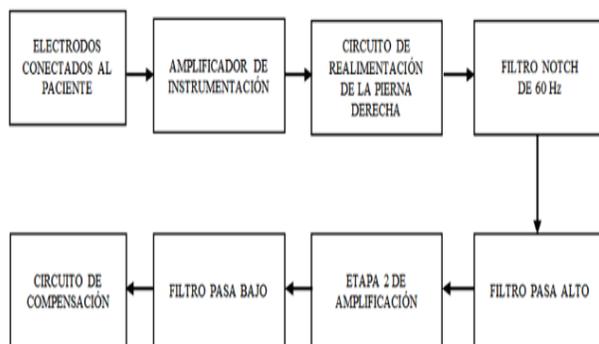


Figura 1. Diagrama de bloques para el circuito de acondicionamiento.

Entrada de la señal electrocardiográfica

La entrada está formada por dos terminales, que reciben la señal de voltaje diferencial proveniente de la actividad

electrocardiográfica, y un tercer terminal, que es la referencia. Como el circuito se repite de forma idéntica para obtener tres canales, en el módulo de cada canal se requieren tres entradas; pero si se usa el cable de 5 terminales, existirían terminales que serían comunes a más de un módulo.

Amplificador de instrumentación

La señal electrocardiográfica tiene un voltaje diferencial de muy bajo valor, del orden de mili; por tanto, requiere ser amplificada por un factor de mil (1.000) para llevarla al orden de voltios. Tucci (2005) indica que el voltaje más alto en la onda R está alrededor de 1,68 mV. En este orden de ideas, Webster (2010) señala que el rango de tensiones diferenciales en la medición de la señal electrocardiográfica se encuentra entre 0,5 y 4 mV. Esto amerita un factor de ganancia cercano a mil (1.000), a fin de obtener una señal amplificada con el valor mínimo superior a 0 V, y el valor máximo por debajo de 5 V.

Por tratarse de una señal susceptible al voltaje en modo común, se requiere un alto CMRR (razón de rechazo de modo común). El CMRR es la capacidad de un amplificador de atenuar señales que sean comunes a ambos terminales de entrada. Estas características de alta ganancia y alto CMRR (mayor a 80 dB) son satisfechas por el amplificador de instrumentación. Para este proyecto se utilizó el amplificador de instrumentación modelo AD620 del fabricante Analog Devices. El mismo posee un CMRR entre 80 y 130 dB, según la ganancia, la cual se ajusta con una resistencia externa R_G (Analog Devices, 2004). Dicha resistencia se calcula de la siguiente manera:

$$R_G = \frac{49,9k\Omega}{G - 1} \quad (1)$$

Donde G es la ganancia deseada.

La Figura 2 muestra el amplificador de instrumentación AD620.

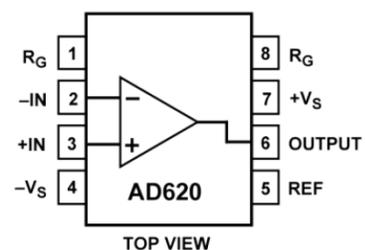


Figura 2. Amplificador de instrumentación AD620. Fuente: Analog Devices (2004)

Para este proceso se usó una resistencia $R_G = R_1 = 1,5 \text{ k}\Omega$, con lo que se obtuvo una ganancia $G_1 = 33 \pm 5\%$, tomando en cuenta que se utilizaron resistencias de carbón (Analog Devices, 2007), por ser las que se encontraban disponibles para su adquisición. No se utilizó una ganancia muy elevada con la finalidad de evitar la saturación del amplificador, y porque posteriormente la señal pasa por una serie de filtros. Por ello se amplificó parcialmente, para, luego de filtrar, completar el aumento de la señal con un amplificador operacional.

Circuito de realimentación de la pierna derecha (RLD)

Es un circuito que permite disminuir los voltajes en modo común, que pudieran ingresar durante la captura de la señal electrocardiográfica. Su función es detectar el voltaje en modo común, invertirlo, amplificarlo y realimentarlo a través de la pierna derecha (Tucci, 2005). El amplificador de instrumentación tiene la capacidad de rechazar los voltajes en modo común que aparezcan en su entrada diferencial; y el circuito de realimentación de la pierna derecha tiene como función reducir aún más dichos voltajes, que pueden aparecer, entre otras causas, por el ruido de la línea de 60 Hz.

Si a un paciente le faltara una de sus extremidades inferiores, la referencia de la pierna derecha, para el circuito de realimentación, se puede realizar también en sus extremidades superiores o a la altura del tórax, ya que los potenciales generados de la actividad eléctrica del corazón son también detectados en esas partes del cuerpo (Departamento de Ciencias Fisiológicas, 2009).

El circuito RLD implementado aparece en la figura 3. Se utilizó el amplificador operacional LF353, con entradas JFET de alta impedancia, bajo ruido, con baja corriente de polarización y bajo voltaje de desvío.

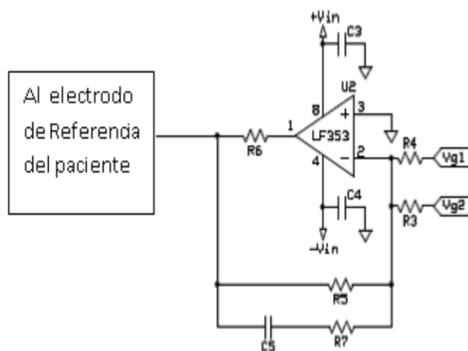


Figura 3. Circuito RLD implementado

Filtro notch de 60 hz

A fin de reducir lo más posible la interferencia de la línea de 60 Hz, por efectos de acoplamiento capacitivo, se utilizó un filtro Notch, el cual, dado su carácter selectivo, se encarga de eliminar un determinado componente de frecuencia. Se trata de un embudo que mantiene inalteradas todas las frecuencias, excepto un rango muy estrecho, que trata de eliminar. Es decir, no aplican realces, sólo atenuaciones, y éstas pueden ser seleccionables hasta 30dB. La frecuencia de sintonía también se puede variar a lo largo de todo el margen de frecuencias. La figura 4 muestra el esquema de un filtro Notch (Seijas, 2013).

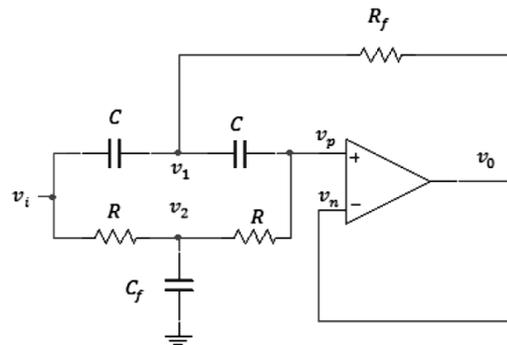


Figura 4. Esquema de un filtro Notch.

Fuente: Seijas (2013)

Las expresiones del filtro Notch para la Figura 4 son:

$$R_f = \frac{R}{2} \quad (2)$$

$$C_f = 2C \quad (3)$$

$$\omega_o = \frac{1}{RC} \quad (4)$$

Donde:

R_f : resistencia de realimentación.

R_f, C_f, C, R : componentes para el diseño del filtro.

De acuerdo con la literatura revisada (Seijas, 2013); (Electrical and Computer Engineering Support and Information Wiki, 2012), se puede escribir la función de transferencia del filtro Notch Twin T de la siguiente forma:

$$H(s) = \frac{\alpha * (s^2 + \omega_o^2)}{s^2 + 4(1 - \alpha)\omega_o * s + \omega_o^2} \quad (5)$$

$$H(s) = \frac{\alpha * (s^2 + \omega_o^2)}{s^2 + 2\delta\omega_o * s + \omega_o^2}$$

Donde:

ω_0 : frecuencia de corte del filtro Notch

α : factor de realimentación (ganancia)

δ : factor de amortiguamiento

En función de los componentes, se puede expresar la ecuación (5) de la siguiente manera:

$$H(s) = \frac{\alpha * (R^2 * C^2 * s^2 + 1)}{R^2 * C^2 * s^2 + 2(2 - \alpha) * R * C * s + 1} \quad (6)$$

Si se multiplican numerador y denominador por $\frac{1}{R^2 * C^2}$ queda (6) de la siguiente forma:

$$H(s) = \frac{\alpha * (s^2 + \frac{1}{R^2 * C^2})}{s^2 + \frac{(2 - \alpha)}{R * C} * s + \frac{1}{R^2 * C^2}}$$

Siendo $\omega_0 = \frac{1}{RC}$ queda entonces:

$$H(s) = \frac{\alpha * (s^2 + \omega_0^2)}{s^2 + \frac{(2 - \alpha)}{R * C} * s + \omega_0^2} \quad (7)$$

El factor de realimentación (ganancia) viene dado por:

$$\alpha = \frac{R_f}{R} + 1 \quad (8)$$

Por otra parte, el factor de calidad Q viene dado por la expresión:

$$Q = \frac{1}{2\delta} \quad (9)$$

De las ecuaciones (5) y (9) se desprende que:

$$2\delta = 4 * (1 - \alpha) = \frac{1}{Q} \quad (10)$$

De (10) se obtiene entonces:

$$\delta = 2 * (1 - \alpha) \quad (11)$$

Para el caso de una ganancia unitaria, el factor $\alpha = 1$

Para el filtro implementado, $\omega_0 = 2 * \pi * 60 \text{ Hz} = 376,99 \text{ rad/s}$

Quedando entonces que para un factor $\alpha = 1$, el valor de amortiguamiento $\delta = 0$, lo que corresponde a una respuesta sub amortiguada. Por otra parte, el factor Q tiende teóricamente a infinito, que en términos prácticos corresponde a un Q muy elevado, es decir, un filtro Notch Twin T de alto Q.

La Figura 5 muestra el filtro Notch implementado. Para este caso, el filtro se diseñó sin resistencias ni amplificador de realimentación; este circuito controla el factor α de realimentación del filtro. Como la salida se realimenta directamente a la entrada, es similar a la conexión de un amplificador seguidor, en cuyo caso el factor α es igual a uno (1). Esta eliminación de la red de realimentación permite una máxima profundidad del factor de rechazo (Analog Devices, 2012), lo que se traduce en un factor de calidad o Q del filtro lo más alto posible por diseño.

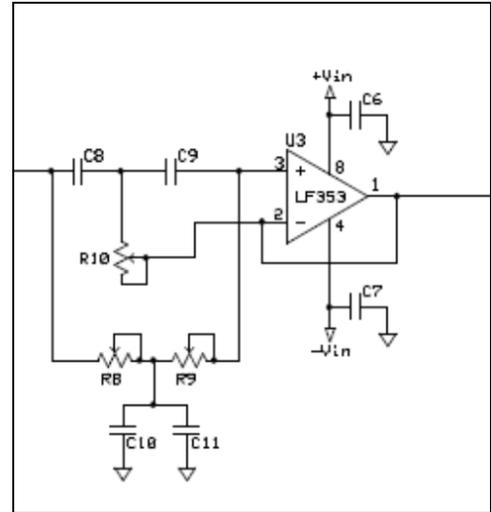


Figura 5. Filtro Notch implementado

En el circuito de acondicionamiento y en el filtro Notch se utilizaron resistencias de carbón. Las resistencias de carbón tienen una tolerancia de 5% y un coeficiente de cambio por temperatura muy alto, de 1500 ppm/°C (Analog Devices, 2007).

Para el ajuste final de la frecuencia de corte (60 Hz), se utilizaron potenciómetros de ajuste fino. Un segundo diseño se contempla estudiar el uso de potenciómetros digitales, a fin de mejorar la obtención de la frecuencia de corte a partir de la resistencia y capacitor de diseño; también se contemplaría utilizar resistencias de mejor tolerancia y un coeficiente de temperatura más bajo.

Filtros pasa alto y pasa bajo

Además del filtro Notch, el cual se encarga de suprimir la componente de 60 Hz, es necesario delimitar el rango de frecuencias de la señal electrocardiográfica que el circuito de acondicionamiento entregará a la etapa de digitalización. De acuerdo a la American Heart Association, el rango de frecuencias importantes que conforman el ECG se encuentra entre 0,05 y 150 Hz (Mason, Hancock., & Gettes, 2007); también se indica que la frecuencia fundamental del complejo QRS es de 1 Hz y la mayoría de la información de diagnóstico en adultos está por debajo de los 100 Hz; aunque es posible detectar componentes de mayor frecuencia y baja amplitud. El complejo QRS en infantes puede contener componentes importantes a 250 Hz, si bien dichas frecuencias deben ser determinadas por cada fabricante (Mason, Hancock., & Gettes, 2007).

Considerando el rango de frecuencias del ECG y el teorema de Nyquist, la American Heart Association, establece como frecuencia de muestreo estándar entre 500 Hz y 1000 Hz. Si posteriormente se desea hacer un muestreo de la señal a 500 Hz, es necesario tratar de evitar que las frecuencias superiores a 250 Hz sean detectadas.

Tomando inicialmente en cuenta los valores entre 0,05 y 250 Hz, se diseñaron los filtros pasa alto y pasa bajo. Se diseñaron filtros pasivos, con resistencias y capacitores, con la finalidad de no usar amplificadores operacionales en su construcción, ya que ello implica la adición de otros componentes que consuman corriente del sistema de alimentación a batería. Las figuras 6 y 7 muestran el esquema de los filtros utilizados.

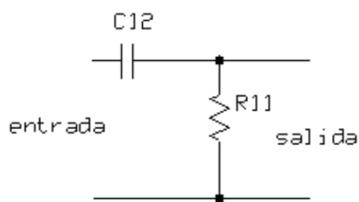


Figura 6. Filtro pasa alto pasivo

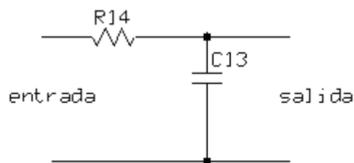


Figura 7. Filtro pasa bajo pasivo

Filtro pasa alto

Frecuencia de corte deseada: 0,05 Hz

$$F_{c_1} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (12)$$

Para $C = 2,2 \mu\text{F}$ se obtiene una $R = 1,5 \text{ M}\Omega$

Aunque se trata de una resistencia elevada, del orden de mega, se utilizó dicho valor en conjunto con el capacitor de $2,2 \mu\text{F}$ para obtener la frecuencia de corte de diseño; al usar un capacitor de tantalio y no electrolítico de aluminio, se aprovecha, de este modo, la mayor relación capacitancia/volumen y la mayor estabilidad y precisión de dicho material, lo cual es crítico en este diseño. Por otra parte, no se utilizó un buffer con un amplificador operacional, para no adicionar otro componente activo que consuma corriente del sistema de alimentación a batería. Se fijó una resistencia comercial $R = 2 \text{ M}\Omega$, por lo que la frecuencia de corte real obtenida es $F_{c_1, \text{real}} = 0,036 \text{ Hz}$.

Filtro pasa bajo

Frecuencia de corte deseada= 250 Hz

Esta frecuencia de corte se dejó en 250 Hz para este primer diseño, ya que posteriormente, al recuperar la señal para su visualización en el prototipo de Holter, se aplica en ese momento una fase de filtrado digital para mejorar la señal adquirida y reducir más el ruido.

$$F_{c_2} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (13)$$

Para $C = 0,1 \mu\text{F}$, se obtiene una $R = 6,36 \text{ k}\Omega$

Se fijó una resistencia comercial $R = 6 \text{ k}\Omega$, por lo que la frecuencia de corte real obtenida es: $F_{c_2, \text{real}} = 265,25 \text{ Hz}$.

Si bien es cierto que este primer filtro no es el más óptimo en diseño, por tratarse de un filtro pasivo y de primer orden, sí permite, junto con el filtro pasa alto, generar un pasa banda para eliminar componentes indeseados en una etapa de reducción de ruido a nivel de hardware. Otras consideraciones para mejorar el rechazo a ruido y disminución de componentes indeseados fueron tratadas posteriormente en el diseño y construcción del Holter prototipo.

Segunda etapa de amplificación

Dado que en la etapa de amplificación con el AD620 sólo se genera una ganancia de $G_1=33 \pm 5\%$, con la finalidad de pasar primero la señal por el filtro Notch y el pasa alto, se requiere proporcionarle mayor ganancia al sistema. Por ello se diseñó una segunda etapa de amplificación con un no inversor.

$$G_2 = \frac{R_{12}}{R_{13}} + 1 \quad (14)$$

Circuito de compensación u “offset”

La señal electrocardiográfica tiene valores de tensión tanto positivos como negativos. Los voltajes negativos representan un problema para el convertidor analógico digital a utilizar; el convertidor solo admite tensiones positivas entre 0 y 5 V, por lo que es necesario sumar un voltaje fijo positivo a fin de compensar las tensiones negativas que se generan y amplifican en el circuito de detección y acondicionamiento. Para determinar cuál es el voltaje negativo máximo que puede generarse en el complejo QRS, se consultaron textos en el área de instrumentación médica. En este sentido, Tucci (2005) indica que el voltaje más alto en la onda R está alrededor de 1,68 mV, para el caso de las tres derivaciones estándares; debido a esto, en caso de presentarse la lectura de un complejo QRS invertido, este correspondería a un valor máximo de -1,68 mV. Para el diseño del circuito de acondicionamiento y para el diseño del prototipo de Holter, se tomaron en cuenta sólo las tres derivaciones estándares de la señal electrocardiográfica.

Adquisición de la señal

Para la adquisición y digitalización de la señal electrocardiográfica, se utilizó una placa de desarrollo Arduino Mega 2560, con un microcontrolador Atmel ATmega2560, el cual es un microcontrolador de bajo consumo con tecnología AVR de Atmel. La placa Arduino Mega 2560 utilizada posee en su conexión un cristal externo de 16 MHz, para de allí generar la señal de reloj; por tanto, el microcontrolador está operando a la máxima frecuencia admisible.

La conversión analógica-digital se realizó con un convertidor integrado en el microcontrolador, con una resolución de 10 bits. El convertidor analógico-digital contiene un circuito de muestreo y retención, que asegura que el voltaje de entrada al convertidor se mantenga constante durante el proceso de conversión.

Para el caso de esta adquisición se seleccionó como voltaje de referencia la tensión de alimentación del microcontrolador (5 V), ya que los valores de la señal electrocardiográfica, ya amplificada, varían entre 0 y 5V sin llegar a alcanzar el máximo.

El circuito de entradas analógicas para los canales referidos a 0 V se presenta en la Figura 8.

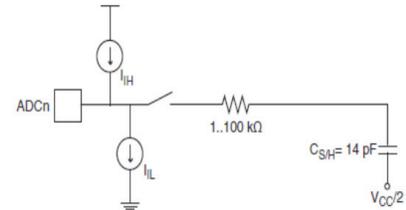


Figura 8. Circuito para las entradas analógicas. Fuente: Atmel (2012)

La American Heart Association recomienda, como frecuencia de muestreo estándar, entre 500 Hz y 1000 Hz. Se fijó una frecuencia de muestreo de 500 Hz, es decir 500 muestras por segundo, lo que equivale a tomar tres muestras de los tres canales respectivos cada dos milisegundos (2 ms). Según el estándar ANSI/AAMI en el 2001 se reafirmó la recomendación de una frecuencia de corte superior de al menos 150 Hz. Si se muestrea a 500 Hz, entonces se estaría por encima del doble de la frecuencia superior (300 Hz). En este caso, no se tomaría en cuenta la presencia de frecuencias superiores a los 150 Hz cuando se trate de niños; esto último, según Mason, Hancock., & Gettes, (2007), está sujeto a demostración de pruebas particulares de confiabilidad en los fabricantes de equipos de electrocardiografía.

Por tratarse del circuito desarrollado y operativo para el primer prototipo de Holter, está sujeto a mejoras de diseño y de construcción para una segunda versión del equipo planteado, donde se podrá considerar el aumento de la frecuencia de muestreo dentro de lo que recomiende la referencia consultada (Mason, Hancock., & Gettes, 2007); la disminución de la frecuencia del filtro antialiasing y el aumento del orden del filtro debe considerar el consumo de corriente total para el Holter, en caso que se rediseñe con filtros activos.

Almacenamiento de la señal

La capacidad de memoria del microcontrolador ATmega2560 embebido en la placa Arduino utilizada es muy limitada, con 256 kB de almacenamiento en memoria Flash y 8 KB de memoria RAM. La mayoría de los microcontroladores

poseen memoria de almacenamiento que puede resultar insuficiente, si se desea guardar en ella los datos provenientes de la adquisición de la señal electrocardiográfica durante 24 horas; por lo tanto, es necesario contar con un medio externo de almacenamiento para la generación de los registros de la señal electrocardiográfica adquirida. Se seleccionó, a tal fin, el almacenamiento en memoria tipo SD, pudiendo utilizarse también memorias micro SD con su adaptador SD. Las memorias micro SD son de uso común en cámaras digitales y teléfonos celulares y su costo es bajo, además de ser fáciles de conseguir en el mercado nacional.

En este orden de ideas, los datos provenientes de la captura y digitalización de la señal electrocardiográfica son almacenados siguiendo un formato para su organización. Por cada digitalización de 3 muestras provenientes de 3 canales, se guardan 4 bytes de información. Cada muestra que lee el convertidor analógico-digital del microcontrolador contiene 10 bits de información, de manera que 3 muestras corresponden a 30 bits de información a guardar en la SD. Como se reservan 4 bytes, esto quiere decir que quedan libres dos bits, donde se puede guardar otro tipo de dato; estos dos bits restantes son usados para registrar en ellos un uno (1) o un cero (0), en función de que se registre o no un evento o marca en los datos guardados. El registro de eventos forma parte de la construcción completa del prototipo de Holter.

En relación con la capacidad de almacenamiento, para 500 muestras por segundo, registradas durante 24 horas, en función de los bytes almacenados, dado que cada 2 ms son guardados 4 bytes, almacenándose un total de 172.800.000 bytes, se requieren casi 173 MB. Con la capacidad de las memorias SD y micro SD en GB, hasta una memoria de 2 GB es suficiente para almacenar varios registros sin borrarlos, pudiendo aumentarse el total de registros con memorias de mayor capacidad.

Para poder leer y escribir sobre la memoria SD o sobre la micro SD se requiere un circuito para adaptar los niveles de tensión de 5 V a 3.3 V. El circuito lector para SD se muestra en la Figura 9.

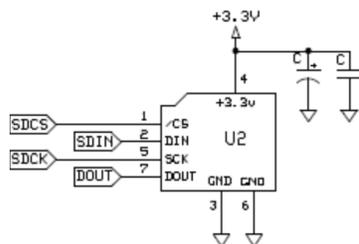


Figura 9. Circuito para lectura de memorias SD y microSD diseñado

Las señales CS, DIN, DOUT y SCK del adaptador para las memorias son conectadas a través de pines específicos de la tarjeta ATmega2560. Las señales DIN, DOUT y SCK deben ser las indicadas en el diagrama de pines de la tarjeta.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se logró un circuito de acondicionamiento para tres canales de la señal electrocardiográfica, con la señal amplificada entre 0 y 5 V; una ganancia total de 780, un nivel offset de 2,4 V DC; filtro Notchtwin T de alto Q con corte en 60 Hz; rango de frecuencias limitado entre 0,036 Hz y 265,25 Hz por medio de los filtros pasa bajos y pasa altos.

Asimismo, se logró disminuir el ruido por la interferencia de la línea de 60 Hz debido a acoplamiento capacitivo. Esta interferencia de 60Hz tenía doble causa: primera, la introducción de los 60 Hz por la alimentación del osciloscopio, dado que la toma de energía no contaba con puesta a tierra; segunda: la interferencia de 60 Hz por acoplamiento capacitivo (debido a la presencia de los campos eléctricos). La Figura 10 muestra el circuito de acondicionamiento desarrollado.

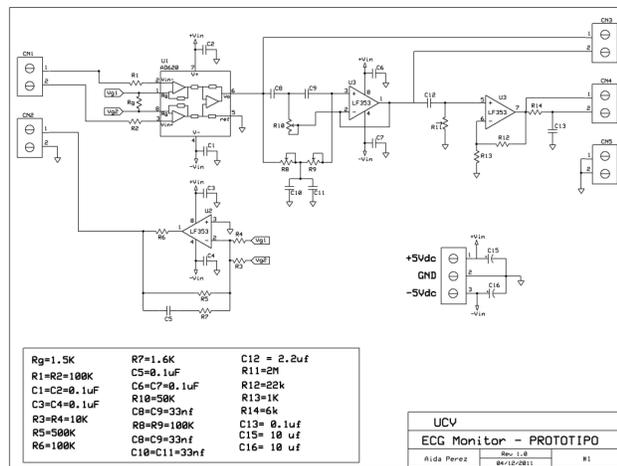


Figura 10. Circuito de acondicionamiento desarrollado

Se construyó una tarjeta de circuito impreso (Figura 10), que incluye: al amplificador de instrumentación, filtros, amplificación posterior, voltaje de offset y obtención de voltaje negativo para los amplificadores.

Se construyeron tres tarjetas iguales, una para cada canal, las cuales reciben respectivamente una derivación de la señal y la referencia. La Figura 11 muestra la tarjeta de circuito impreso construida.

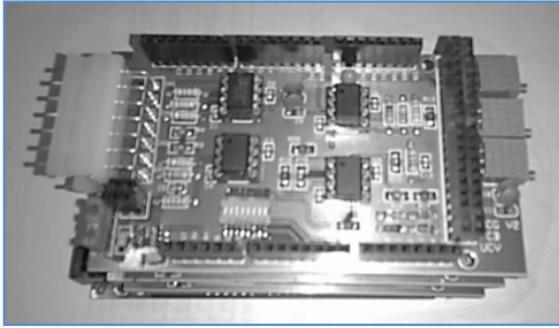


Figura 11. Tarjeta de circuito impreso construida

Las Figuras 12 y 13 presentan parte de las pruebas de visualización con un osciloscopio digital realizadas a diferentes personas voluntarias.



Figura 12. Pruebas de visualización de la señal analógica. Voluntario 3



Figura 13. Prueba de visualización de la señal electrocardiográfica de voluntario 5

En las Figuras 12 y 13 se puede observar la señal electrocardiográfica acondicionada, apreciándose la onda P, el complejo QRS y la onda T, verificándose las diferencias de forma y de amplitud para los voluntarios 3 y 5; de manera similar se verificó la señal para un total de 13 voluntarios. Se visualiza en la figura 13 cierto componente de ruido, lo cual puede mejorarse posteriormente con filtrado digital en una computadora.

Se construyó también la tarjeta diseñada para la etapa de registro, la cual está conformada por la interfaz para la memoria micro SD, así como un conjunto de pulsadores cuyo funcionamiento forman parte de otra etapa del proyecto de prototipo de Holter; fueron incluidos en la interfaz para una futura integración.

Para este trabajo sólo se empleó el módulo SD. El almacenamiento de la señal en esta interfaz es controlado por el microcontrolador AtMega integrado en la placa Arduino, en un formato binario.

CONCLUSIONES

Se logró el acondicionamiento de la señal electrocardiográfica con el circuito diseñado y construido. Se consiguió disminuir el ruido por la interferencia de la línea de 60 Hz debido a acoplamiento capacitivo, y se redujo el ruido por alta frecuencia por medio de los filtros pasa bajo y pasa altos los cuales limitaron el rango de frecuencias entre 0,036 Hz y 265,25 Hz; la aplicación de dichos filtros permitió una visualización adecuada de la señal electrocardiográfica.

El sistema de acondicionamiento construido de 3 canales para la señal electrocardiográfica es de tipo modular, por lo que puede ser expandido a mayor cantidad de canales según se requiera.

El archivo binario grabado en la memoria micro SD puede ser convertido en un computador a un archivo plano tipo texto, tomando en cuenta el formato de grabado en la memoria, permitiendo tener acceso de manera sencilla y sin restricciones de formatos propietarios a los datos de la señal electrocardiográfica para fines de análisis por parte de especialistas médicos e investigadores.

La adquisición, digitalización y almacenamiento de la señal electrocardiográfica por medio de una placa Arduino con un microcontrolador ATmega2560 y un circuito con memoria micro SD también se realizó de manera modular; lo que permite su integración posterior junto al circuito de acondicionamiento a las etapas de desarrollo de un prototipo de Holter nacional.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece a las siguientes instituciones y personas por el apoyo prestado:

Laboratorio de Circuitos y Mediciones y Laboratorio de Bioingeniería de la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Carabobo.

Universidad Central de Venezuela. Instituto de Medicina Tropical. Sección de Cardiología Experimental.

Postgrado de Instrumentación de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela.

Prof. Rafael Albornoz, docente de la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Carabobo, por su asesoría en el área de ruido eléctrico.

Ing. Franco Caverzán por el apoyo y asesoría prestada en el área de circuitos impresos.

REFERENCIAS

- ANALOG DEVICES (2004). Low Cost Power Instrumentation Amplifier. Recuperado el 01-04-2013 en: www.analog.com
- ANALOG DEVICES (2007). Basic Linear Design. Chapter 10. Hank Zumbahlen Editor. Recuperado el 28-11-2017 en: www.analog.com
- ANALOG DEVICES (2012). *Mini Tutorial. Twin T Notch Filter*. Recuperado el 03-07-2013, en: www.analog.com
- BRAZÓN, B. (2011). Integran programas cardiovasculares, renales y endocrinometabólicos. Artículo en línea. Ministerio del Poder Popular para la salud. Gobierno Bolivariano de Venezuela. Recuperado el 02 de marzo de 2011 de <http://www.msds.gov.ve/ms/modules.php?name=News&file=article&sid=786>
- ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING SUPPORT AND INFORMATION WIKI (2012). Twin. T. Notch Filter. Virginia Tech. Recuperado el 10 de Agosto de 2014 de https://filebox.ece.vt.edu/~LiaB/ECE3074/Lectures/Powerpoint/Twin_T_Notch.pdf
- DEPARTAMENTO DE CIENCIAS FISIOLÓGICAS (s.f.). Electrocardiograma. Guías de Laboratorio. Pontificia Universidad Javeriana. Recuperado el 19 de abril de 2012 de http://fisiopuj.tripod.com/Guias/1_Electrocardiograma.pdf.
- Mason, J. W., Hancock, E. W., & Gettes, L. S. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology*, 49(10),1128–1135. doi:10.1016/j.jacc.2007.01.025
- MINISTERIO DEL PODER POPULAR PARA LA SALUD. GOBIERNO BOLIVARIANO DE VENEZUELA. (2007). Anuario de Mortalidad 2006 Venezuela. Archivo en formato pdf. Recuperado el 02 de marzo de 2011 de http://www.msds.gov.ve/ms/direcciones_msds/Epidemiologia/Estadistica/Archivos/Anuarios.htm
- MINISTERIO DEL PODER POPULAR PARA LA SALUD. GOBIERNO BOLIVARIANO DE VENEZUELA. (2014). Anuario de Mortalidad 2011 Venezuela. Archivo en formato pdf. Recuperado el 14 de octubre de 2014 de http://www.mpps.gob.ve/index.php?option=com_phocadownload&view=category&id=11:anuarios-de-mortalidad
- SEIJAS, C. (2013). *Apuntes de Electrónica III*. Valencia, Venezuela: Universidad de Carabobo. 15-18.
- TUCCI, A. (2005). *Instrumentación Biomédica*. Mérida, Venezuela: Universidad de Los Andes. 193, 196-203.
- WEBSTER, J. (2010). *Medical Instrumentation. Application and Design. United States of America*: John Wiley & Sons, Inc. 30.