

COMPUTACIONAL LEARNING AND IMAGING RESEARCH

Diseño de un filtro digital para la extracción del pulso cardiaco en mediciones fotopletismográficas

Mildred González Hau, Geenkel Coss Lara, Carlos Brito Loeza y Arturo Espinosa Romero.

November 2016.

To cite this version: Mildred González Hau, Geenkel Coss Lara, Carlos Brito Loeza y Arturo Espinosa Romero, 16° Congreso Nacional de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Biomédica del Mayab, CONIEEM 2016, ISSN: 1665-0271.

ABSTRACT

Photoplethysmography (PPG) is a method to calculate the heart rate of a person based on changes in light reflection of the skin due to changes in blood volume. The main advantage of this method is that it allows for the design of small and portable devices. However, the signal obtained by this sensor is very poor in amplitude hence it is necessary to implement a filter to amplify it and to reduce electrical noise and those due to movement and ambient light. In this paper the design and implementation of a digital filter is presented for obtaining a clean Photoplethysmography signal and to calculate the heart rate with the zero-crossing method. The proposed filter may be used on microcontrollers with limited capacity.

DISEÑO DE UN FILTRO DIGITAL PARA LA EXTRACCIÓN DEL PULSO CARDIACO EN MEDICIONES FOTOPLETISMOGRÁFICAS.

Mildred González Hau, Geenkel Coss Lara, Carlos Brito Loeza, Arturo Espinosa Romero

Universidad Autónoma de Yucatán, Facultad de Matemáticas

Laboratorio de Aprendizaje Automático y Visión Computacional, www.clir-lab.org

[miltre](mailto:miltre@uady.mx), coss00@gmail.com, [carlos.brito](mailto:carlos.brito@uady.mx), eromero@correo.uady.mx

RESUMEN

La fotoplethysmografía (PPG) es un método utilizado para calcular la frecuencia cardíaca de una persona, y se basa en los cambios en la reflexión de luz de la piel debido a los cambios en el volumen de sangre. La principal ventaja de este método es que los dispositivos que lo utilizan pueden ser pequeños, portables y cómodos, sin embargo, la señal obtenida por el sensor es muy pobre en amplitud y es necesario implementar un filtro para amplificar la señal y eliminar el ruido eléctrico y el debido al movimiento y la luz ambiental. En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un filtro digital para la obtención de la señal de fotoplethysmografía limpia y para calcular la frecuencia cardíaca con el método de cruce por cero. Este filtro puede ser usado en microcontroladores de capacidad limitada.

ABSTRACT

Photoplethysmography (PPG) is a method to calculate the heart rate of a person based on changes in light reflection of the skin due to changes in blood volume. The main advantage of this method is that it allows for the design of small and portable devices. However, the signal obtained by this sensor is very poor in amplitude hence it is necessary to implement a filter to amplify it and to reduce electrical noise and those due to movement and ambient light. In this paper the design and implementation of a digital filter is presented for obtaining a clean Photoplethysmography signal and to calculate the heart rate with the zero-crossing method. The proposed filter may be used on microcontrollers with limited capacity.

1. INTRODUCCIÓN.

Un filtro es un sistema que permite el paso de señales a un rango de frecuencias definido e impide el paso de las demás. En el caso de los filtros digitales, estos se utilizan para filtrar señales discretas en tiempo y amplitud. Este tipo de filtros tienen la ventaja de ser programables y su comportamiento puede cambiarse fácilmente.

Los filtros digitales tienen una gran cantidad de aplicaciones: se utilizan para el procesamiento de imágenes, de señales de audio o para reducir o remover el ruido en cualquier señal. Una aplicación particular de los filtros digitales se encuentra en el área de acondicionamiento físico, para medir la frecuencia cardíaca de una persona mientras realiza actividades físicas. Para la captura de esta señal se utiliza un pulsioxímetro. Este dispositivo emite una luz hacia la piel del usuario y mediante un sensor se recupera la señal de luz reflejada (o transmitida) por la piel y los tejidos debajo de ésta. Los cambios en el volumen de sangre provocan cambios en la cantidad de luz reflejada que serán captados por el sensor. Esta técnica para extraer la señal del pulso de una persona es llamada fotoplethysmografía (PPG, por sus siglas en inglés). La señal PPG consta de dos componentes: el

primero es el componente variable, que proviene de los cambios en el volumen de sangre arterial provocado por el bombeo del corazón, y el segundo es el componente constante que proviene de la luz reflejada por los tejidos y la sangre venosa. Existen distintas fuentes de ruido que pueden contaminar esta señal, como pudiera ser el ruido eléctrico, el ruido provocado por el movimiento de la persona durante la actividad física o por la luz ambiental. Del componente variable de la señal PPG puede extraerse fácilmente la frecuencia cardíaca contando los cruces por cero. Sin embargo, los factores antes mencionados, distorsionan la señal PPG añadiendo componentes de diferentes frecuencias que impiden poder calcular la frecuencia cardíaca sin realizar previamente un filtrado para eliminar los diferentes tipos de ruido.

2. DISEÑO DE FILTROS.

Según las frecuencias que un filtro deja pasar se clasifican en:

- Pasa-bajas
- Pasa-altas
- Pasa-banda
- Rechaza-banda

Los filtros pasa-bajas permiten el paso de frecuencias por debajo de una frecuencia seleccionada y atenúan las frecuencias por arriba de ésta. Los filtros pasa-altas funcionan de manera contraria a los pasa-bajas. Los filtros pasa-banda permiten el paso de frecuencias dentro de una banda, esto es, frecuencias dentro de un rango definido por dos frecuencias seleccionadas, y atenúan las demás. Por último, los rechaza-banda se comportan de manera inversa a los pasa-banda. Las frecuencias en las que el comportamiento del filtro cambia, esto es, en el que la señal reduce su amplitud a $1/\sqrt{2}$ de su valor máximo (atenuación de 3 decibeles), se les denomina frecuencias de corte.

Matemáticamente, la representación de la salida de un filtro digital está dada por la ecuación 1, en donde n es el número de muestras y x es la entrada del filtro.

$$y[x] = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x(n-k) - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y(n-k) \quad (1)$$

Los coeficientes a y b determinan el comportamiento del filtro, por lo tanto, el diseño de filtros digitales consiste en encontrar los coeficientes adecuados para obtener el comportamiento deseado.

Los puntos que se deben tomar en cuenta en el diseño de un filtro son:

- Las frecuencias de corte deseadas.
- La ganancia o atenuación en la banda de paso y banda de rechazo.
- El rizo en la banda de paso.
- El ancho de la banda de transición.

En la ecuación 1, si $a_k = 0$ sólo tendríamos coeficientes b_k y la salida del filtro sólo depende de valores de la señal de entrada. A este tipo de filtros se les conoce como filtros de respuesta finita al impulso (FIR, por sus siglas en inglés). Cuando la salida del filtro si depende de valores previos de la salida se les conoce como filtros de respuesta infinita al impulso (IIR, por sus siglas en inglés).

Los filtros FIR tienen la ventaja de ser siempre estables y por lo tanto no entran en oscilaciones. Además, tienen una respuesta en fase más lineal que los IIR. Sin embargo, para lograr la respuesta en frecuencia deseada, generalmente se necesitan más coeficientes, sobre todo si se requiere una banda de transición corta, y por lo tanto se incrementa el costo computacional al ejecutar el filtro. Por otro lado, los filtros IIR pueden tener bandas de paso cortas con pocos coeficientes, sin embargo, pueden ser inestables y no tener una fase lineal.

2. FILTROS IIR.

Estos filtros dependen de instantes anteriores de la y cuenta con ceros y polos a diferencia de los filtros FIR que sólo tienen ceros. En la ecuación 2 se encuentra la función de transferencia de los filtros IIR:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + \dots + b_Mz^{-M}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + \dots + a_Nz^{-N}} \quad (2)$$

en donde b_k y a_k son los coeficientes del filtro. El diseño de filtros digitales IIR consiste en encontrar estos coeficientes que definen el comportamiento del filtro.

Los polos de la función de transferencia del filtro definen su estabilidad. Si todos los polos están dentro del círculo unitario $|z| = 1$, el filtro será estable, y si alguno de ellos se encuentra fuera, el filtro será inestable. Los polos pueden ser calculados encontrando las raíces del siguiente polinomio obtenido de factorizar z^{-N} en el denominador de la función de transferencia:

$$z^N + a_1z^{N-1} + a_2z^{N-2} + \dots + a_N$$

Como se mencionó anteriormente, los filtros IIR no pueden diseñarse para tener fase lineal, sin embargo, tienen la ventaja de que con un menor número de coeficientes se puede lograr una mejor respuesta en frecuencia. Los métodos para diseñar filtros IIR se dividen en métodos directos y métodos indirectos. En los métodos indirectos se transforma un filtro analógico diseñado previamente, en uno digital que tenga respuesta en frecuencia muy parecida.

MATLAB provee de herramientas para diseñar filtros digitales de tipo IIR. Estas herramientas por lo general devuelven los valores de los coeficientes a_i y b_i recibiendo como parámetros las especificaciones que deseamos del filtro, como las frecuencias de corte.

Existen diferentes técnicas que pueden utilizarse para optimizar la programación en software de un filtro digital. Al optimizar el filtro se puede reducir la memoria necesaria y el tiempo de procesamiento. Esto adquiere importancia cuando el filtro debe ejecutarse en un dispositivo embebido en donde los recursos son limitados. En la siguiente sección se describirá cómo se obtiene la señal PPG sin filtrar, el proceso de diseño de un filtro digital de tipo IIR para extraer la señal PPG y el método para el cálculo de la frecuencia cardíaca a partir de la señal filtrada.

3. EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL PPG.

Como se mencionó anteriormente, la señal PPG obtenida de la reflexión de la luz de la piel, puede estar contaminada de varias fuentes de ruido, lo que dificulta el cálculo de la frecuencia cardíaca. Para obtener una señal PPG de la que se pueda extraer la frecuencia cardíaca es necesario diseñar un filtro que atenúe el ruido y amplifique la señal deseada. En esta sección se describirá como se obtiene la señal PPG contaminada, el filtro diseñado para extraer la señal de interés y la obtención de la frecuencia cardíaca a partir de la señal filtrada.

3.1. Obtención de la señal.

Para obtener las señales PPG se utilizó la tarjeta de desarrollo de *Texas Instruments* AAFE4404EVM (Figura 1). La tarjeta consiste básicamente en un microcontrolador MSP432F5529 que cuenta con un módulo para comunicación USB con la computadora y un Analog Front-End AFE4404. A esta tarjeta se le conecta una tarjeta más pequeña que se coloca en la muñeca, de donde se toma la señal, y que posee un circuito integrado SFH-7050. Este circuito integrado está conformado por 3 diodos LED de color infrarrojo, verde y rojo y, además, contiene un fotodiodo con el que se recupera

la señal de la luz reflejada por la piel. El AFE4404 se encarga automáticamente de controlar los diodos LED y de convertir las muestras analógicas del fotodiodo en digitales.

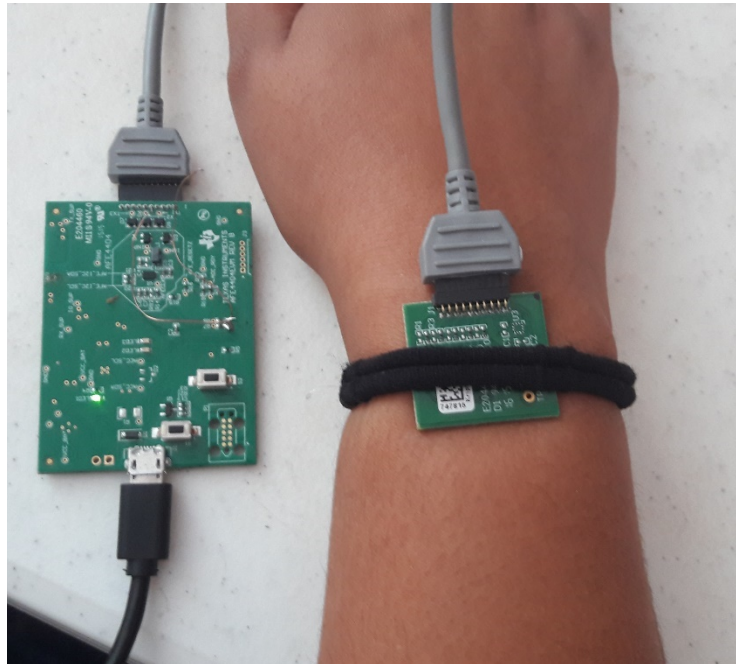


Figura 1. Tarjeta de desarrollo de *Texas Instruments AFE4404EVM*

Con el microcontrolador se recuperan las muestras digitales del AFE4404 a través de comunicación SPI. En primera instancia, se configuró el AFE4404 para obtener muestras a 100 Hz y enviarlas a la computadora utilizando comunicación USB. Estas muestras son almacenadas en un archivo de texto y las cuales se grafican con ayuda de un programa diseñado en LabView de tal manera que se pueda observar la señal en el tiempo. Para este trabajo solamente se utilizaron las muestras provenientes del LED de color verde.

En la figura 2 se puede observar la gráfica en LabView de la señal. En total se graficaron 20 segundos de señal y, como se puede observar, la señal está contaminada con ruido, lo cual dificulta poder encontrar la frecuencia cardiaca.

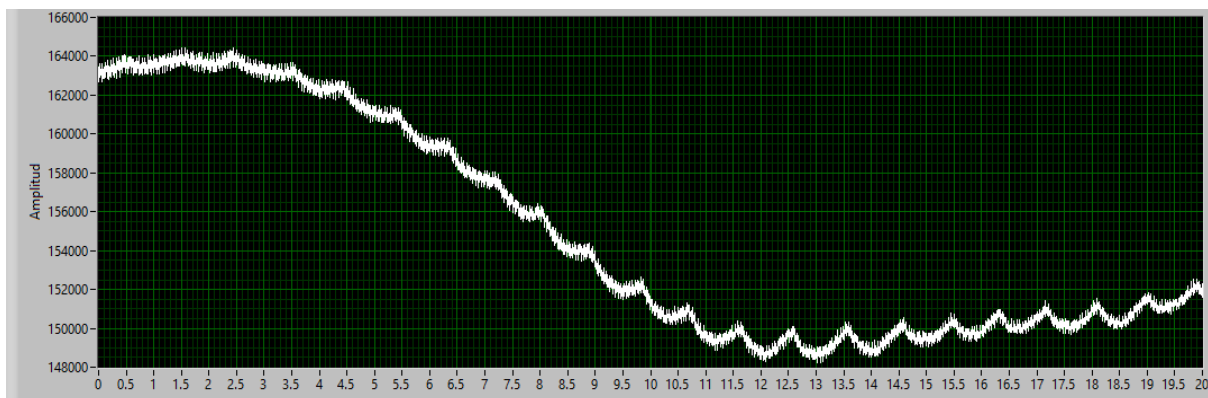


Figura 2. Grafica de la señal obtenida.

En el programa LabView se utilizó la herramienta de medición espectral para graficar el espectro de frecuencias de la señal PPG contaminada. En la figura 3 se puede ver esta gráfica. En ella podemos

observar que existe ruido en varias frecuencias, siendo la señal cercana a 40Hz la fuente de ruido mayor. El pico encontrado en aproximadamente 1.1Hz corresponde al pulso cardiaco.

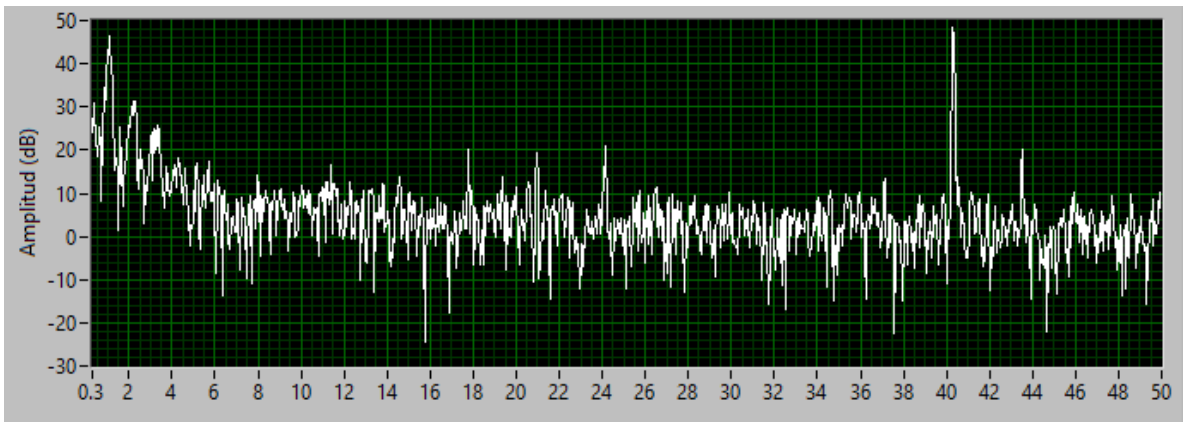


Figura 3. Grafica del espectro de frecuencias de la señal obtenida.

3.2. Diseño del filtro digital para la obtención de la señal PPG.

Recordando lo mencionado anteriormente, los filtros IIR tienen la ventaja de que con pocos coeficientes se puede obtener la respuesta en frecuencia deseada. Esto adquiere una mayor importancia cuando el filtro debe funcionar en tiempo real en un microcontrolador en donde los recursos de memoria y de procesamiento son bastante limitados como es el caso de la tarjeta de desarrollo AFE4404-EVM.

En este trabajo se diseñó un filtro IIR pasa-banda para la extracción de la señal PPG. Este filtro tiene como frecuencias de corte 1Hz y 3Hz, lo que significa que se podrá medir un pulso cardiaco entre 30 y 180 latidos por minuto. El filtro es de orden 6, es decir, su función de transferencia contiene 6 polos.

Para el diseño se utilizó la función $[b, a] = \text{butter}(n, Wn, \text{ftype})$ de MATLAB. Esta función devuelve en b y a los coeficientes de la función de transferencia del filtro de orden $2n$ con frecuencias de corte indicadas en Wn . Para un filtro pasa-banda de orden 6 con frecuencias de corte 1 y 3, la llamada a la función queda como se muestra a continuación.

$$[B, A] = \text{butter}(3, [0.02, 0.06], 'bandpass')$$

En donde 0.02 y 0.06 se obtienen de normalizar las frecuencias de corte dividiendo cada una entre la frecuencia de Nyquist que es la mitad de la frecuencia de corte.

Con la función $\text{freqz}(B, A)$ podemos graficar la respuesta en frecuencia del filtro (figura 4). En los puntos rojos de la gráfica se encuentran las frecuencias de corte del filtro.

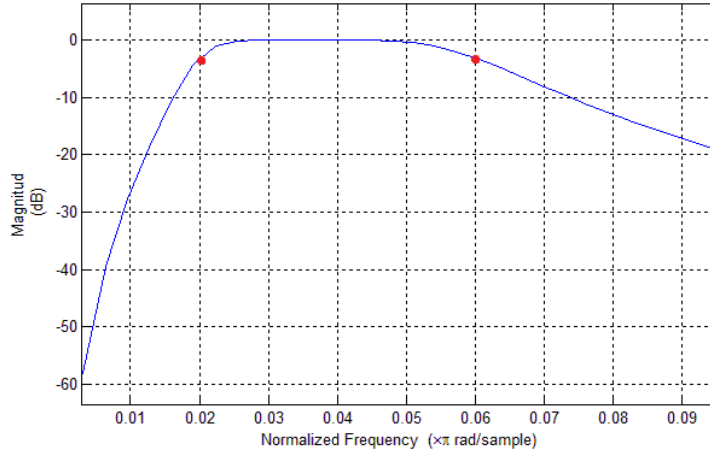


Figura 4. Gráfica de la respuesta en frecuencia.

3.3. Implementación del filtro digital.

Para la implementación del filtro digital en el microcontrolador, se decidió utilizar una estructura de filtro en cascada para reducir la complejidad del cálculo. El filtro consta de 3 etapas. Para hallar los nuevos coeficientes del filtro en cascada a partir del filtro original, se calculan las raíces del denominador y numerador y después se agrupan de tal forma que se formen factores de polinomios de segundo orden. Lo anterior se realiza en el siguiente código en MATLAB:

```
rb=roots(B);
ra=roots(A);

a1=conv([1 -ra(1)],[1 -ra(2)]);
a2=conv([1 -ra(3)],[1 -ra(4)]);
a3=conv([1 -ra(5)],[1 -ra(6)]);

b1=conv([1 -rb(1)],[1 -rb(2)]);
b2=conv([1 -rb(3)],[1 -rb(4)]);
b3=conv([1 -rb(5)],[1 -rb(6)]);
```

De esta forma en a_i y en b_i quedan guardados los coeficientes para la etapa i del filtro en cascada. La ecuación 3 representa la función de transferencia del filtro en cascada.

$$H(z) = \left(\frac{1 + 2z^{-1} + 1z^{-2}}{1 - 1.88z^{-1} + 0.91z^{-2}} \right) \left(\frac{1 - 1z^{-2}}{1 - 1.96z^{-1} + 0.97z^{-2}} \right) \left(\frac{1 - 2z^{-1} + 1z^{-2}}{1 - 1.87z^{-1} + 0.88z^{-2}} \right) \quad (3)$$

```
[ 1.00000000 -1.84610505 0.90471559] [ 1.00000000 2.00364184 1.00364479]
[ 1.00000000 -1.71785538 0.76349843] [ 1.00000000 1.99999610 0.99999905]
[ 1.00000000 -2.01171721 1.01237203] [ 1.00000000 1.99636205 0.99636500]
```

Para el cálculo de la salida del filtro se utilizó el diagrama de la figura 6. El diagrama representa la realización de un filtro en cascada de 3 etapas. A la estructura en la que se encuentra cada etapa se le conoce como forma directa II.

El filtro digital se programó en el microcontrolador con la estructura del diagrama para probar su funcionamiento. Las muestras de salida del filtro se enviaron a un programa en LabView para obtener la gráfica de la señal filtrada. La gráfica se encuentra en la figura 7 y se puede observar en ella que el ruido fue eliminado. Con esta señal el cálculo de la frecuencia cardíaca se vuelve sencillo.

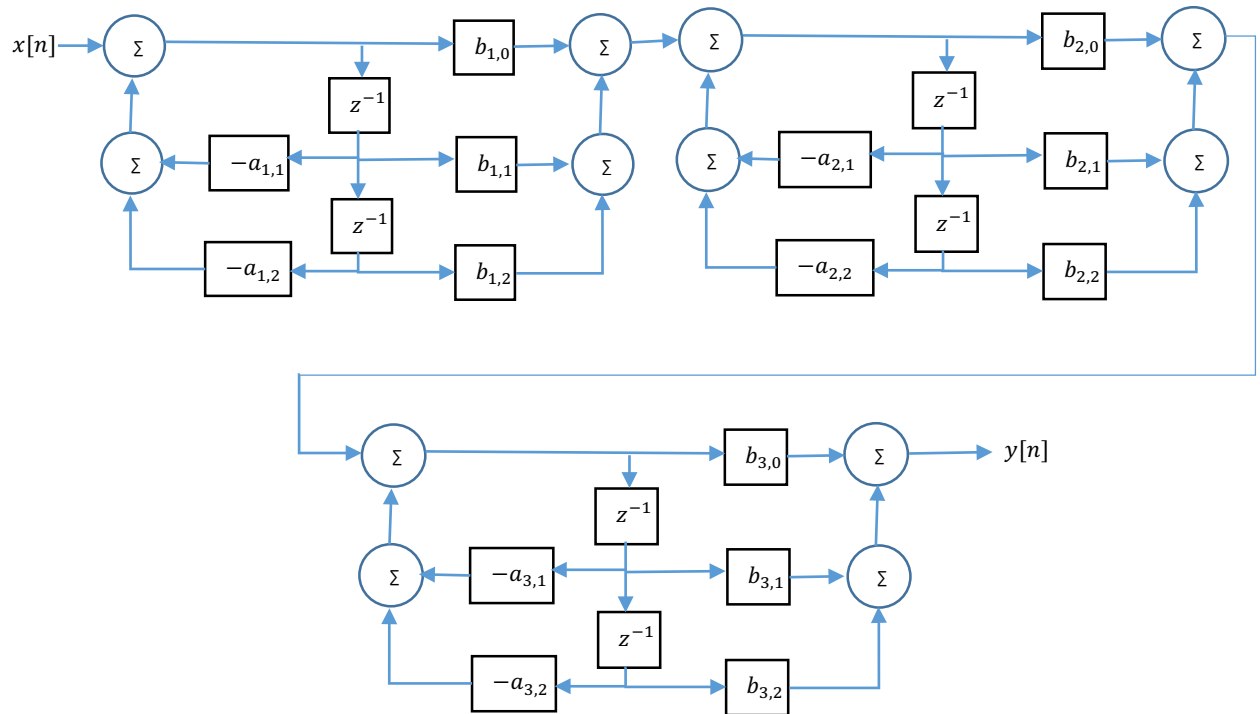


Figura 6. Diagrama de realización del filtro.

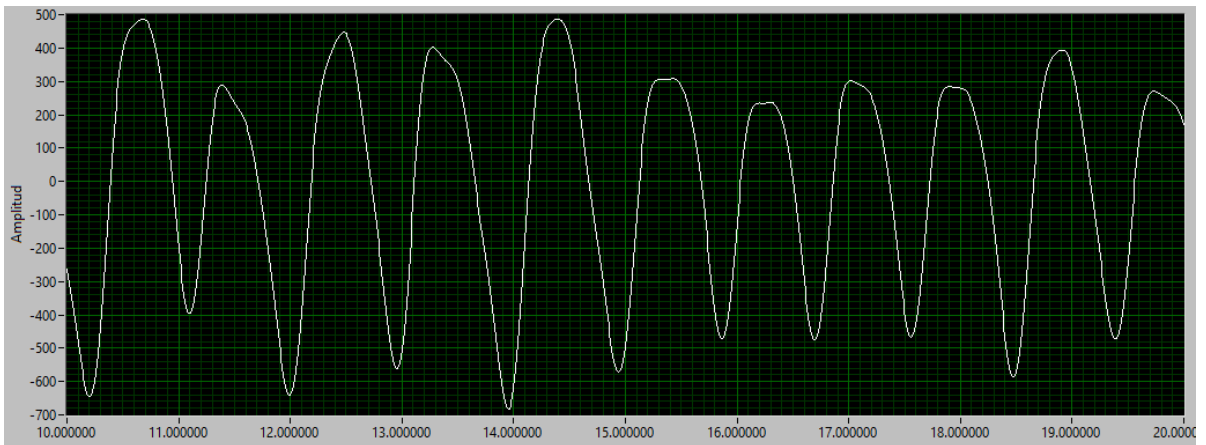


Figura 6. Gráfica de la señal PPG filtrada.

3.4. Cálculo del pulso cardíaco.

Debido a que el filtro utilizado es de tipo pasa-banda, la componente de DC se elimina y el cálculo de la frecuencia cardíaca se puede realizar mediante un algoritmo de cruce por cero. Este algoritmo identifica el cambio de la señal de negativo a positivo de la señal filtrada y contabiliza las muestras que se procesan hasta que se detecte otro cambio de negativo a positivo. Con el número de muestras contadas se calcula el tiempo que dura un ciclo completo de la señal. Con la ecuación 4 se puede calcular la frecuencia cardíaca en latidos por minuto.

$$\text{Latidos por minuto} = \frac{60 \times f_s}{\text{muestras contadas}} \quad (4)$$

En donde f_s es la frecuencia de muestro.

4. CONCLUSIONES.

En la literatura es recurrente encontrar el uso de filtros digitales para eliminar el ruido en señales de fotoplethysmografía. Sin embargo, no se detalla la implementación de estos y se deja al lector esta tarea. Cuando dicho filtro debe ser implementado en un sistema embebido con fuertes limitaciones de poder computacional, el diseño e implementación del filtro es crucial para un buen funcionamiento. En este trabajo se aborda el diseño e implementación de un filtro IIR de orden 6 y con realización en cascada. La frecuencia de muestro elegida es de 100 Hz lo cual es mucho menos a la tradicionalmente usada de 500 Hz. Esta selección permite a un microcontrolador tener suficiente tiempo para llevar a cabo otras rutinas mientras llega el siguiente impulso de muestreo sin decimar la calidad de la señal recuperada y afectar el cálculo de la frecuencia cardíaca.

REFERENCIAS

1. Nakajima, K., Tamura, T., & Miike, H. (1996). Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique. *Medical engineering & physics*, 18(5), 365-372.
2. Shelley, K. H. (2007). Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. *Anesthesia & Analgesia*, 105(6), S31-S36.
3. Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*, 28(3), R1.
4. Asada, H. H., Shaltis, P., Reisner, A., Rhee, S., & Hutchinson, R. C. (2003). Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(3), 28-40.
5. Alan V. Oppenheim, Ronald W. Schaffer. Discrete-Time Signal Processing, 3th Edition, (1999).
6. Alan Selesnick. Eeweb.poly.edu. (2015). EL 713. [online] Available at: <http://eeweb.poly.edu/iselesni/EL713/zoom/>