

1. Diseño de un Fonocardiógrafo Electrónico para Identificación de Arritmias Cardíacas

Design of an Electronic Phonocardiograph for Identification of Cardiac Arrhythmias

Marilyn González^{1*}, Laura Pérez¹, Adan Barboza¹, Ricardo Espinosa^{1**}

¹ Programa de Ingeniería Biomédica, Universidad ECCI, Bogotá, Colombia

* marilyne.gonzalezg@eccci.edu.co

**respinosam@eccci.edu.co

RESUMEN

En este proyecto se presenta el diseño de un prototipo de Fonocardiógrafo electrónico, para identificación de sonidos cardíacos S1 y S2, en el diagnóstico de arritmias. Este prototipo usa un transductor que captura los sonidos cardíacos dentro de una campana de estetoscopio, y convierte estos sonidos en señales eléctricas, quienes son acondicionadas y procesadas para ser visualizadas en una interfaz gráfica, que le permite al especialista hacer análisis y diagnósticos del estado de funcionamiento del corazón de un paciente. En este estudio se detalla el diseño electrónico y la programación utilizada, con el propósito que sirva como referente para futuras mejoras sobre el dispositivo. Además, se indican las características encontradas sobre la señal acústica referente a la actividad del corazón y las consideraciones de diseño encontradas en el desarrollo de este sistema. Se evidenció que la utilización de recursos digitales facilita el camino del desarrollo de dispositivos médicos y minimiza los componentes utilizados en circuitos de Bioinstrumentación.

Palabras clave: Corazón, fonocardiograma, auscultación, sonidos cardíacos, frecuencia cardíaca

Recibido: 12 de agosto de 2019. Aceptado: 23 de septiembre de 2019

ABSTRACT

This project presents the design of a prototype of an electronic phonocardiograph, for the identification of cardiac sounds S1 and S2, in the diagnosis of arrhythmias. This prototype uses a transducer that captures cardiac sounds inside a stethoscope hood, and converts these sounds into electrical signals, which are conditioned and processed to be displayed on a graphical interface, which allows the specialist to analyze and diagnose the state of heart functioning of a patient's. This study details the electronic design and programming used, with the purpose that serves as a reference for future improvements on the device. In addition, the characteristics found on the acoustic signal referring to the activity of the heart and the design considerations found in the development of this system are indicated. We evidence that the use of digital resources facilitates the path of medical device development and minimizes the components used in Bioinstrumentation circuits.

Keywords: Heart, phonocardiogram, auscultation, heart sounds, heart rate.

Received: August 12, 2019 Accepted: September 23, 2019

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiacas son de atención crítica y necesitan ser diagnosticadas en estadios tempranos. La primera actividad que realiza el especialista, en una consulta médica, para evaluar el funcionamiento del corazón, es la auscultación de alta precisión utilizando estetoscopio electrónico, que permite analizar y escuchar los sonidos del corazón, también permite el registro y almacenamiento digital de estos sonidos cardiacos, registro denominado Fonocardiograma (*FCG*) [1].

Los sonidos cardiacos reflejan los eventos mecánicos del corazón, y se deben al cierre y apertura de las válvulas cardiacas que regulan el flujo de sangre a través del corazón. Los sonidos normales relevantes corresponden a: un primer sonido (*S1*) indica el inicio de la sístole, y un segundo sonido (*S2*), el más audible, indica el fin de la sístole y comienzo de la diástole [2].

El instrumento utilizado para auscultar los sonidos cardiacos es el estetoscopio (*o fonendoscopia*), creado por René Laennec en 1819 [3], y que ha evolucionado en la actualidad a estetoscopios más compactos, los más modernos son estetoscopios digitales (*o electrónicos*) que permiten el registro de los sonidos del corazón con alta precisión, distinción de tonos, forma de onda, frecuencia, amplitud de los sonidos, ubicación temporal de las señales sonoras. Toda esta información disponible permite la identificación de patologías de manera más certera [2].

Los estetoscopios electrónicos utilizan un micrófono muy sensible, acondicionado en una campana que permite amplificar el sonido mecánicamente, el sonido es convertido en una señal eléctrica por medio del micrófono, y un circuito electrónico amplifica las señales obtenidas para su posterior procesamiento. Este sistema permite el monitoreo de la condición del corazón con alta precisión con la ventaja de ser un sistema no

invasivo y de fácil uso en la práctica médica [2]. Nosotros proponemos el diseño de un Fonendoscopio electrónico que permita la adquisición de la señal acústica del corazón por medio de un transductor (*micrófono*), una etapa electrónica de amplificación de la señal acústica, una etapa de acondicionamiento off-set de la señal para la conversión análogo-digital utilizando Arduino, y finalmente la visualización de la señal en una interfaz-usuario a través de LabVIEW. La interfaz propuesta permitirá un análisis de la señal acústica, el cálculo de la frecuencia cardiaca (*FC*) y su comportamiento en tiempo real.

2. MATERIALES Y MÉTODO

A. Fonocardiograma

El Fonocardiograma (*FCG*) es el registro de los sonidos cardiacos producidos por la actividad mecánica del corazón, obteniéndose mejores resultados que el estetoscopio acústico convencional. Mediante el *FCG* las ondas sonoras procedentes del latido cardiaco pueden ser captadas, registradas, medidas y representadas gráficamente como se observa en la Fig. 1 [4].

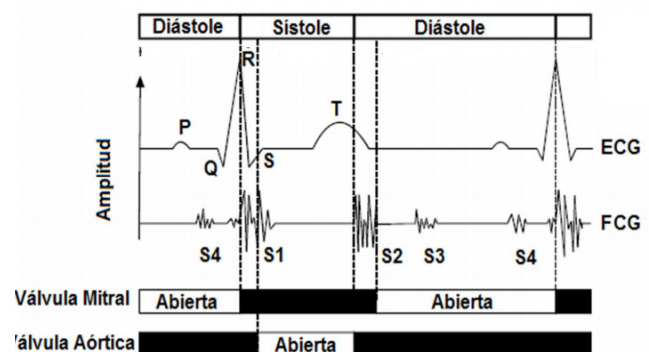


Fig. 1 Relación de los eventos cardiacos fonograma.
 Modificado de [4]

B. Frecuencia cardiaca.

La Frecuencia cardiaca (*FC*) en una persona normal es de 60 a 100 latidos por minuto (*bpm*), fuera de este rango aparece las arritmias, valores de la *FC* por encima de los 100 bpm es Taquicardia y por debajo de los 60 bpm es Bradicardia. Dada la relación que existe entre los sonidos cardia-

cos y los eventos mecánicos y eléctricos del ciclo cardiaco, se puede hallar la FC en relación directa con los sonidos del corazón, ya que cada latido corresponde a un par de ruidos cardiacos [5].

C. Ruidos Cardiacos.

Los sonidos cardiacos son causados por la mecánica del corazón al recibir y bombear la sangre a los tejidos del cuerpo, cuando se contrae los ventrículos (*sístole ventricular*), en este momento las válvulas aortica y pulmonar permanecen abiertas para que el flujo de sangre salga del corazón al resto del cuerpo, mientras las válvulas mitral y tricúspide permanecen cerradas para que la sangre no retorne a las aurículas, quienes permanecen en reposo (*diástole auricular*), en este proceso aparece el primer ruido cardiaco S1. Posterior, los ventrículos entran en relajación (*diástole ventricular*) y se cierran las válvulas aorticas y pulmonar, mientras las aurículas se contraen (*sístole auricular*) para dirigir la sangre de las aurículas a los ventrículos, mediante la apertura de las válvulas mitral y tricúspide, en este proceso aparece el segundo ruido cardiaco S2. En el intermedio entre ciclo y ciclo cardiaco aparece un tercer ruido de menor intensidad S3, y al final de la despolarización auricular aparece un cuarto ruido S4, el de menor intensidad (*casi inaudible*) [6].

Ruido cardiaco	Duración (seg.)	Rangos de Frecuencia (Hz)
S1	0.1 - 0.12	20 – 150
S2	0.08 - 0.14	50 – 60
S3	0.04 - 0.05	30 – 50
S4	0.04 - 0.05	menos de 25

Tabla 1 Ruidos cardiacos, duración y frecuencia en Hz

La auscultación es un procedimiento de indagación preliminar que realiza el medico en una consulta, utilizando un fonendoscopio, que le permite escuchar los sonidos que producen el corazón, los pulmones y el flujo sanguíneo a través de los vasos. Los focos (o centros) principales para indagar los ruidos cardiacos en la auscultación torácica, son: foco aórtico, foco

pulmonar, foco tricúspide y foco mitral, como se muestra en la Fig. 2 [7].

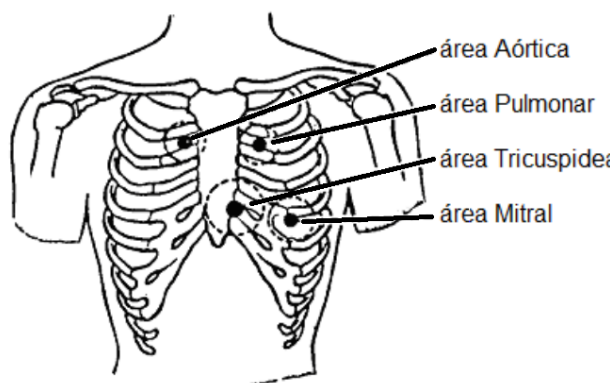


Fig. 2 Focos de auscultación. Modificado de [7]

D. Diseño e implementación.

El diseño de prototipo de un Fonocardiógrafo electrónico propuesto en este trabajo, consta de las siguientes etapas:

Etapas 1: Se realizó la adquisición de la señal analógica, mediante un circuito con el uso de un micrófono piezoeléctrico.

Etapas 2: Se acondicionó un circuito para obtener FCG, con el uso de filtros y amplificadores para pre-procesar la señal eléctrica captada por el micrófono.

Etapas 3: Se realizó una conversión análogo-digital y adquisición de la señal digital por un PC, utilizando un microcontrolador conservando la frecuencia de muestreo adecuada.

Etapas 4: Se realizó la visualización de la señal en una interfaz-usuario en LabVIEW, que permite almacenar el registro de la señal acústica.

E. Circuitos electrónicos

Etapas 1: Inicialmente, por la membrana de un estetoscopio adaptada con una manguera (*esta es una etapa de pre amplificación mecánica del sonido*), por donde viaja el sonido de la campana al micrófono, después esta señal pasa por el transistor (2N3904) haciendo una etapa de amplificación de potencia electrónica, seguido de otra etapa de amplificación, utilizando un integrado LM386 (*amplificador operacional*

exclusivo de audio de baja potencia). En la Fig. 3, se visualiza las conexiones del circuito en la captación del sonido (*conversión a señal eléctrica mediante el micrófono*) y su etapa preliminar de amplificación, tanto en potencia como en tensión.

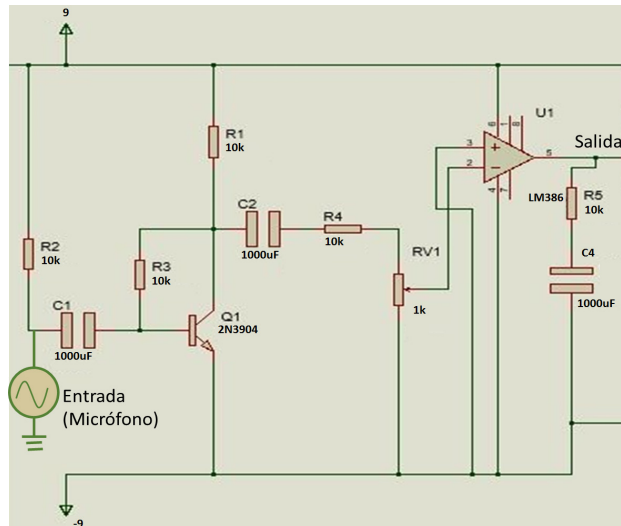


Fig. 3 Etapa de captación y conversión de la señal acústica del corazón.

En esta etapa, la señal biológica pertinente a los sonidos cardiacos, es aún muy pequeña y de difícil procesamiento, mínimamente visible en un osciloscopio en una escala de los milivoltios (*mV*), este primer reconocimiento visual de la señal, permitió calcular las siguientes etapas.

Etapa 2: Con la señal que se adquirió en la primera etapa, se realizó un acondicionamiento para lograr la lectura en la entrada analógica del microcontrolador (*Arduino UNO*), primero se elaboró un montaje de un amplificador en la configuración inversor, la ganancia para esta configuración fue variable desde 1 a 100 veces, en la Fig. 4, la R6 es variable, debido a que desajustes en la campana podría cambiar la amplitud de la señal acústica. El voltaje de salida de U2:A (ver Fig. 4), ingresa a un sumador no inversor, esta configuración permite el control offset, con el objetivo de garantizar que la señal *Vo* (*Salida total del circuito eléctrico*), este por encima de 0V y debajo de 5V, necesarios para la etapa de conversión analógica-digital realizada con

el microcontrolador (*Arduino UNO*) y la posterior etapa de visualización digital.

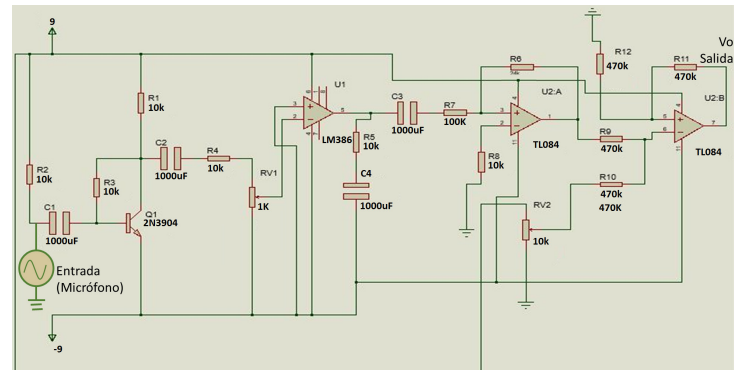


Fig. 4 Esquema del circuito eléctrico del Fonendoscopio electrónico.

Etapa 3: La señal analógica *Vo* es digitalizada mediante *Arduino UNO*, con la programación genérica *LifaBASE* que permite el paso entre la salida del circuito (Fig. 4) y la interfaz desarrollada en *LabVIEW*. La señal *Vo* entra al pin A0 (señal analógica) del *Arduino* y tierra (*compartida del circuito y el Arduino*), el programa desarrollado en *LabVIEW* hace la lectura del puerto USB. El programa desarrollado en *LabVIEW* se muestra en la Fig. 5, la frecuencia de muestreo (*Fs*) es de 5000 Hz. La programación inicia con la apertura del puerto (*Bloque Int*), la lectura del pin A0 y la especificación de la *Fs* (*Bloque Continuous acquisition*) y la forma de lectura, muestra a muestra (*Bloque Continuous acquisition sample*), dentro de un ciclo (*While loop*). La señal acústica, adquirida, es visualizada en un bloque gráfico llamado *Waveform Charts* (*semejante a un osciloscopio digital*). El programa de adquisición de señal analógica termina con un bloque de cerradura del puerto, fuera del ciclo *While*.

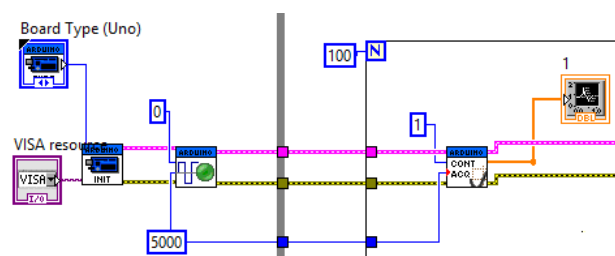


Fig. 5 Bloques de adquisición [Continuous acquisition and Continuous acquisition sample]

La Fig.6. Muestra la señal digital obtenida, que hasta ese momento es interpretativamente muy pequeña, por tal motivo se hace un acondicionamiento digital, que consistió en tomar los datos obtenidos por el bloque de adquisición, en un solo valor, mediante el Bloque Index Array, este valor de salida se multiplicó con una constante de 10 y se restó una constante de 20 para mantener la línea de base de la señal digital sobre el valor de cero, como se muestra en la Fig.7. En acondicionamiento digital está dentro de un ciclo controlado For, para capturar un número de muestras limitado, con el objetivo de crear un vector de una longitud suficiente para la siguiente etapa de filtrado digital.

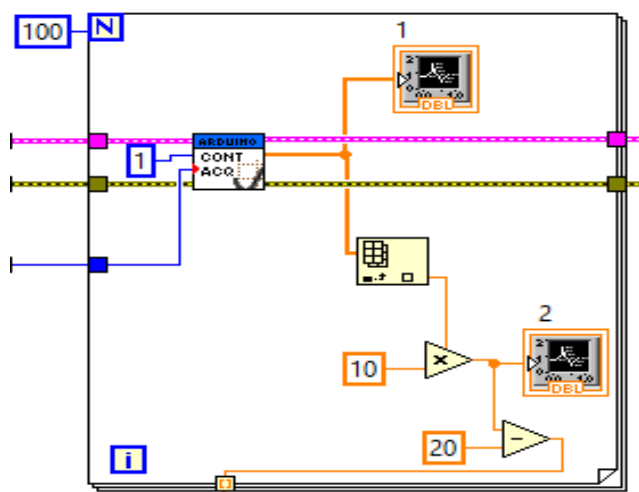


Fig. 6 Amplificación y primer acondicionamiento digital dentro del ciclo For (For loop) en LabVIEW.W.

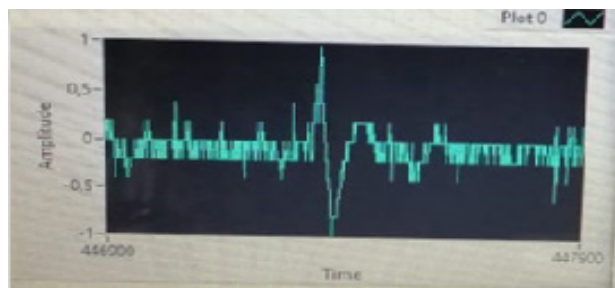


Fig. 7 Señal con arreglo de cero y amplificación.

La señal digital (*Salida Digital*) es filtrada digitalmente con un filtro pasa-bajo con frecuencia de corte de 500Hz ($0.1 \times F_s$), para eliminar el ruido que contamina a la señal propio de la electrónica

propuesta y la amplificación, tanto analógica como digital, en este proceso no solo se realiza la señal acústica sino el ruido presente en la señal. El resultado es una señal más suavizada, que de manera posterior se aplica el valor absoluto. A la salida del bloque de valor absoluto se abren dos caminos: uno continua dentro del ciclo While y el otro saliente del mismo. El camino que está contenido en el While entra a un Index Array, la salida de este, entra a una función matemática de multiplicación ya que los valores después del filtro están en el orden de milis ($\times 10^{-3}$), haciendo necesario recuperar la señal digital mediante una multiplicación por una constante de 1000 veces como se puede ver en la Fig. 8.

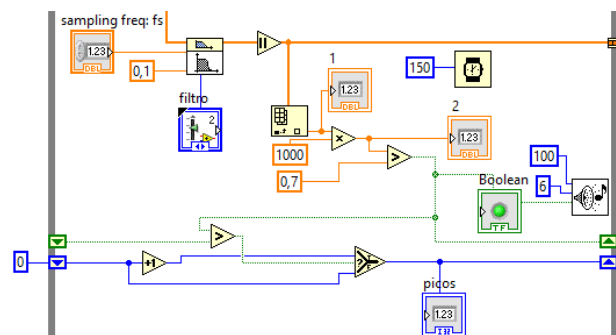


Fig. 8. Filtro con unión de funciones matemáticas para el conteo de los picos.

Después de recuperada la señal (*multiplicada $\times 1000$*) sigue a una función de comparación, cuando los valores de señal superan la constante de 0.7 (*umbral fijado en este estudio, después de evidenciado que los picos de los sonidos S1 y S2 son discriminados cuando superan este valor*), se activa un indicador Booleano que activa una alarma audible, que indica la detección de los ruidos S1 y S2, de igual manera activa la programación para hacer el conteo de picos detectados. La Fig. 9 muestra el detalle de recuperación de la señal, la comparación con 0.7 y la activación de la alarma audible (*Bloque Beep*) el cual se encarga de emitir un sonido a una frecuencia determinada y duración en milisegundos. La programación para el conteo de los picos relevantes a los sonidos S1 y S2, es básica, cuando se cumple la condición (*valores de la señal > 0.7*) se activa una salida lógica 1 o 0, si esta salida lógica > 0 (*es decir;*

salida lógica =1) entonces activa un Bloque Selector que permite aumentar en 1 el contador (que tiene valor inicial =0 fuera del ciclo While), sino, no aumenta el contador.



Fig. 9. Ajustes para el conteo de picos y visualización hacia el usuario.

En la Fig. 10 se muestra el esquema completo del ciclo While, en donde se representa la interconexión de las etapas de programación, explicadas hasta este momento.

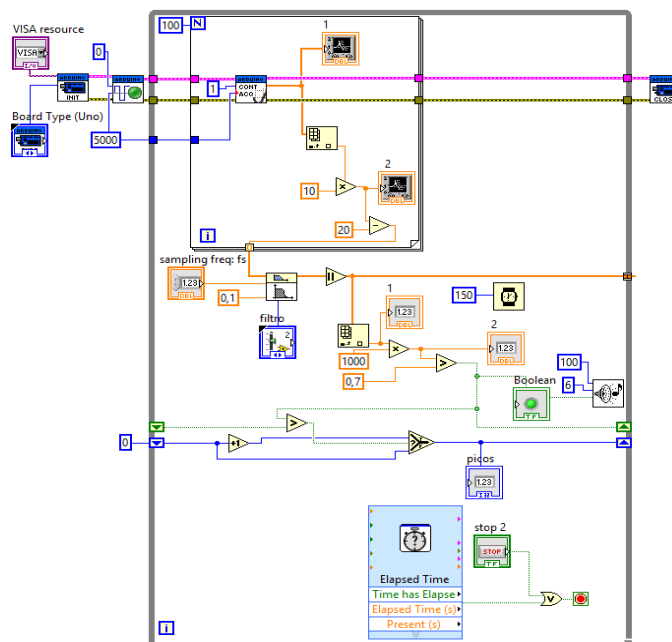


Fig. 10 Conexión de los elementos de programación dentro del ciclo While.

Etap 4: Visualización de la señal acústica procesada y cálculo de la frecuencia cardiaca. Después de aplicado el valor absoluto, se toma este vector (secuencia de datos) y fuera del While se procesa, con una herramienta adjunta a LabVIEW, un bloque para programar con código de Matlab. Fuera del While se hacen dos procedimientos, uno es para guardar la señal (Señal con valor absoluto) en un archivo Excel. El otro procedimiento consiste en procesar la

señal mediante programación de Matlab, aquí se calcula la envolvente de la señal para determinar los picos relevantes de los sonidos S1 y S2.

En la Fig. 11 se puede ver la forma envolvente de los datos registrados a través de una ventana emergente del programa Matlab (incluido en las herramientas de LabVIEW), la salida de la señal envolvente se conectó a un bloque llamado Peak Detector, el cual realiza la detección de picos, al fijar un valor umbral, el bloque halla los picos que superan el umbral.

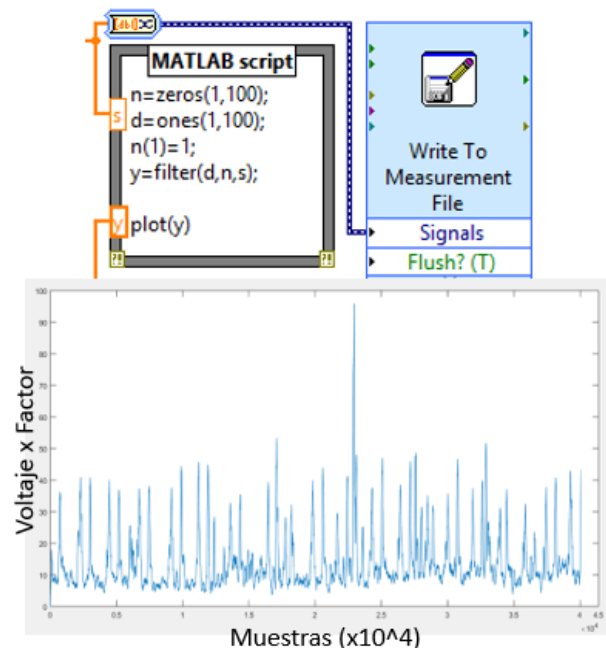


Fig. 11 Función ventana exclusiva de Matlab para ver los picos significativos y no significativos.

La Fig. 12 muestra las etapas de: Recolección de datos en Excel (4), Código en Matlab para calcular la envolvente (5), Detector de picos relevantes (S1 y S2) (6), Cálculo de la Frecuencia cardiaca (FC) y condicionales para determinar arritmias (7). Por cada ciclo cardiaco (sístole y diástole) se detectan dos picos correspondientes a los sonidos S1 y S2. Para calcular la FC, se hace un registro por 1 minuto, controlado mediante el Bloque Elapsed Time. Un ciclo cardiaco corresponde a dos picos (S1 y S2), por consiguiente, el total de picos detectados, dividido en 2, es el valor de la FC, es decir, el valor de los latidos ocurridos en 1 minuto. El valor de FC es comparado según

los valores de normalidad y arritmias, si $FC < 60$ entonces, activar indicador de Bradicardia (*FC baja*), si $60 < FC < 100$ entonces, activar indicador de Normal y si $FC > 100$ entonces, activar indicador de Taquicardia (*FC alta*).

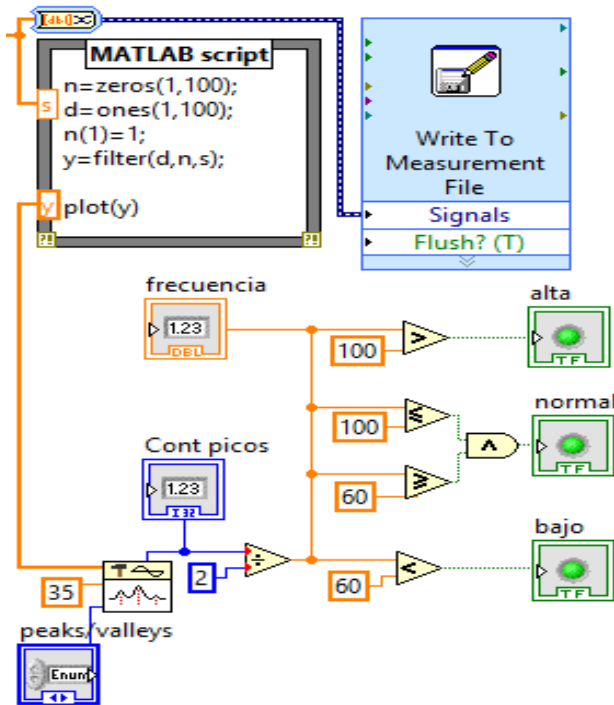


Fig. 12 Parte de programa con visualización de picos en Matlab.

A continuación, se muestra una representación del código de programación completo de LabVIEW (ver Fig. 13).

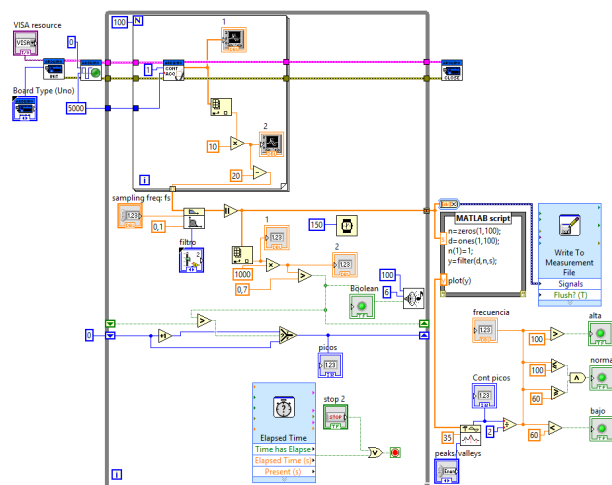


Fig. 13 Etapas de programación completas

El programa de LabVIEW tiene dos ventanas, una corresponde a la interfaz con las herramientas y botones de interacción con el usuario, y la otra, la programación explicada en los literales anteriores. En la Fig. 14 se muestra la interfaz-usuario, donde se presentan las secciones gráficas e indicadores lumínicos y numéricos que le permiten al usuario analizar e interpretar la información obtenida del Fonocardiógrafo Electrónico.

En general, el sistema muestra cuatro secciones: La sección de configuración (Botones expuestos en la parte izquierda de la ventana en la Fig. 14), aquí el usuario puede seleccionar el puerto de lectura, el tipo de microcontrolador, el tipo de filtro (pasa-altos, pasa-bajos, pasa-banda o rechaza banda) y la frecuencia de corte del filtro. Sección de visualización de la señal digital en tiempo real, original y recuperada (señal acondicionada, ver Fig. 6), como pantallas de fondo negro en la interfaz.

Sección de indicadores lumínicos, un led de color azul celeste, en la parte izquierda de la interfaz, que indica la detección de los picos, y tres leds de color verde, parte derecha de la interfaz, que indican la normalidad o arritmia del paciente. Por último, la sección de indicadores numéricos, donde el usuario puede observar el total de picos detectados en 1 minuto, que corresponden a los sonidos S1 y S2 y la frecuencia cardíaca del paciente.t

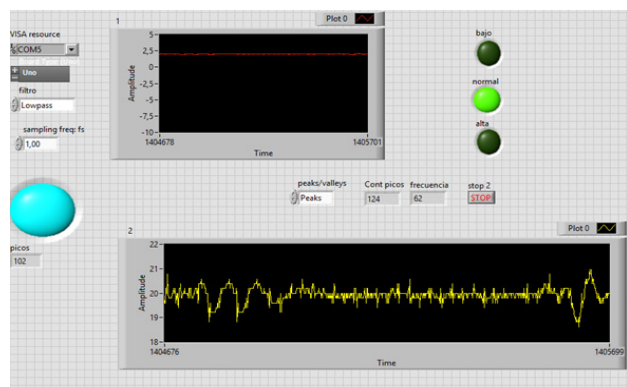


Fig. 14 Visualización de usuario en LabVIEW del programa completo.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la *Tabla 2* se presentó el registro de los datos que se tomaron al hacer el análisis del programa. En este caso la tabla indicó el conteo de picos detectados por el programa LabVIEW y el programa en código de Matlab finalizando el ciclo While.

Pruebas	Frecuencia Cardíaca (bpm)	Picos detectados LabVIEW	Picos detectados MATLAB	Error relativo (%)
1	33	66	66	0
2	47	95	100	5
3	69	139	135	3
4	69	138	140	1
5	69	138	140	1
6	69	139	138	1
7	69	138	138	0
8	70	141	145	3
9	71	143	150	5
10	72	145	150	3
Media del error →				2,2

Tabla 2 Relación de conteo de picos con frecuencia cardíaca y tiempo

En la *Fig. 15* se presentó los picos detectados con la programación generada en el Script de Matlab. La gráfica inferior es la señal aplicada, el valor absoluto y los picos detectados cuando se ha superado un umbral fijado. La gráfica superior es la envolvente de la señal aplicado el valor absoluto, en la señal envolvente también se detectan los picos. Los picos detectados por el código de Matlab son considerados picos detectados de referencia, debido a que mostró iguales detecciones que los picos contados por los autores, y comparados con los detectados por la programación en LabVIEW. El sistema que se propuso en este trabajo presentó un error promedio de 2,2%, correcciones futuras estarán dirigidas a disminuir el valor de error, es decir, que el sistema tenga detecciones de picos, correspondientes a los sonidos S1 y S2, más rigurosas a lo real. Así como también ampliar la lógica que permita hacer análisis más robustos

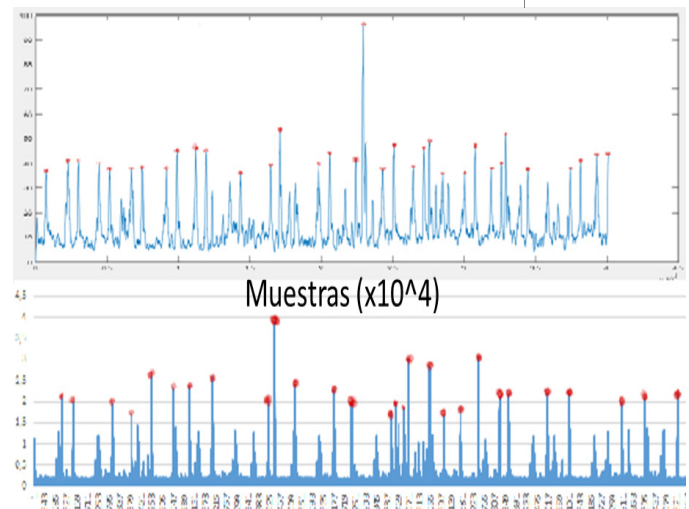


Fig. 15 Detección de picos en la gráfica de la señal aplicado el valor absoluto [gráfica inferior] y la envolvente de esta misma gráfica [gráfica superior].

relacionados a las características de los sonidos cardíacos.

Este proyecto puede ser utilizado por estudiantes y médicos que desean implementar un sistema de adquisición no invasivo para medir la frecuencia cardíaca por medio de un fonocardiografo, para la implementación de este proyecto a futuro, se propone perfeccionar la etapa de adquisición, optimizar el transporte del dispositivo resultante mediante el uso de baterías como fuente de alimentación, la reproducción del algoritmo en un software libre, y la evaluación de la eficiencia de la adquisición y la comunicación haciendo uso de otro tipo de microcontroladores.

Al realizar un estudio del estado de arte de las diferentes propuestas de un sistema de adquisición auscultación cardíaca, se comprobó que es posible hacer el conteo de la frecuencia cardíaca mediante el conteo de picos de la señal de un fonocardiograma, teniendo en cuenta los picos más altos, representados en S1 y S2, y sin contar S3 y S4, que son picos de amplitud baja en la auscultación.

Apartir de los datos obtenidos, se pudo afirmar que se requiere de más de una etapa de amplificación por la baja amplitud de la señal. Este estudio

demostró que mediante procesamiento digital se puede recuperar la señal, filtrándola (*lo que vuelve a reducir la amplitud de la señal*) y nuevamente al recuperarla mediante más etapas de amplificación. Trabajos futuros permitirán mejorar el método de adquisición y recuperación de la señal, que faciliten conocer los componentes relevantes de la señal original.

4. CONCLUSIÓN.

El sistema propuesto utilizó un algoritmo para la identificación de los sonidos cardiacos (*S1* y *S2*) para determinar la frecuencia cardiaca. Las herramientas utilizadas en este proyecto, permitieron identificar posibilidades futuras de obtener un sistema robusto, que permita el análisis del Fonocardiograma más amplio, como apoyo real al médico en el diagnóstico temprano de enfermedades cardiacas.

Aunque existen otros métodos para identificar la frecuencia cardiaca, en este proyecto se presentó otra alternativa que consideró la auscultación con un Fonocardiógrafo electrónico, que constó de una etapa electrónica (*circuito para capturar la señal*), una etapa de digitalización de los datos y otra etapa de visualización y procesamiento digital.

El proyecto permitió identificar las características a tener en cuenta, para desarrollos futuros, que son: La señal de acústica de la mecánica del corazón, es muy pequeña y necesita varias etapas de amplificación y filtrado, debido a que al amplificar, también el ruido aumenta, y al filtrar digitalmente hay una atenuación importante de la señal, lo que obliga a una nueva etapa de amplificación; los sonidos relevantes *S1* y *S2* son identificables visualmente, por consiguiente la aplicación de métodos de procesamiento de señales permitiría eventualmente, resaltar características de estos sonidos, información valiosa en la identificación de patologías; las herramientas utilizadas en la interfaz-usuario

son amigables para el especialista, quien en un proyecto futuro, podría participar activamente en el diseño de la interfaz aportando en las características y diseños más eficientes, que ayuden a la mejor interpretación medica en el diagnóstico temprano de enfermedades cardiacas, y finalmente, se evidenció que el aprovechamiento de los recursos digitales disponibles en la actualidad, puede simplificar la electrónica utilizada en el desarrollo de dispositivos médicos o de bioinstrumentación.

5. AGRADECIMIENTOS.

Agradecemos a los docentes que nos apoyaron y nos colaboraron en el desarrollo de este proyecto, agradecemos a la Universidad ECCI por brindar los espacios y recursos necesarios para realizar las actividades del proyecto.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- [1] Son, G. Y., & Kwon, S. *Classification of heart sound signal using multiple features*. *Applied Sciences*, 8(12), 2344, 2018.
- [2] Santafé-Ramón, Y., Gamboa-Contreras, W., Gamboa-Contreras, Y., & Velazco-Sánchez, O. J. Diseño y Construcción de un Estetoscopio Digital Inalámbrico. In *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba* (pp. 686-689). Springer, Berlin, Heidelberg, 2013.
- [3] Saraví, F. D. Laennec, el método anatomoclínico y la invención del estetoscopio. *Revista Médica Universitaria*, 9(1), 2013.
- [4] Jiménez, B. C., Rivero, J. C., & Castellanos, L. R. Caracterización de los sonidos implicados en el ciclo cardíaco mediante un fonocardiograma. *Pistas Educativas*, 36(112), 2018.
- [5] Camacho, J. Dispositivo para auscultación de ruidos cardiacos. Ingeniero. Instituto Politécnico Nacional, (2016).
- [6] Castaño, A. M., Delgado, E., Godino, J., & Castellanos, G. Análisis acústico sobre señales de auscultación digital para la detección de soplos cardíacos. *Avances en sistemas e informática*, 4(3), 2007.
- [7] Ledezma, F. U. H. Diseño y estudio de un fonocardiógrafo aplicado al análisis de sonidos cardiacos. Centro de investigaciones en óptica, A.C, 2012.