



# Universidad Nacional Autónoma de México



Facultad de Ciencias  
Licenciatura en Física Biomédica  
Instrumentación Biomédica, Grupo 3021

## Instrumentación de un Estetoscopio Electrónico para la Auscultación Cardíaca

García G. Sergio Á.<sup>1</sup> & Luna G. Dana L. <sup>2</sup>

Facultad de Ciencias, UNAM. <sup>1</sup>sergiogarcia@ciencias.unam.mx, <sup>2</sup>dana.larissalg@ciencias.unam.mx

### Resumen

En este proyecto se instrumentó un estetoscopio electrónico enfocado en la auscultación del corazón para la identificación de los ruidos R1 y R2 del ciclo cardíaco. Se realizó el acondicionamiento de la señal, obtenida mediante el uso de un micrófono capacitivo unido a una campana de un estetoscopio, por medio de etapas de pre amplificación, filtrado y la implementación de un sumador. Se realizó la conversión analógica digital de la señal mediante el microcontrolador *ESP32 DEVKIT* y, en el entorno de desarrollo *Matlab*, la señal fue procesada digitalmente para, tras una etapa de filtrado digital, obtener una señal de fonocardiograma. En base a la señal de fonocardiograma, se logró generar un audio y escuchar los ruidos cardíacos. Finalmente, se diseñó una interfaz gráfica para desplegar estos resultados y guardar el audio en un archivo de tipo WAV, así como también generar un documento de tipo PDF que mostrara el fonocardiograma, así como otros datos del paciente.

**Palabras clave:** Estetoscopio, auscultación, ruidos cardíacos, fonocardiograma, interfaz gráfica

## 1. Introducción

La auscultación es una técnica, no invasiva, diagnóstica de exploración física que consiste en escuchar los ruidos generados por la fisiología de los órganos como el latir del corazón, el flujo de aire en los pulmones, entre otros. La auscultación del cuerpo se realiza usualmente con el apoyo de un dispositivo acústico llamado estetoscopio, o fonendoscopio, el cual tiene como objetivo captar y amplificar los ruidos de interés para poder ser escuchados por el médico. El estetoscopio electrónico, en el caso de la auscultación del corazón, es un instrumento capaz de captar las señales provocadas por el cierre y apertura de las válvulas del corazón durante el ciclo cardíaco [1].

### 1.0.1. El ciclo cardíaco

El corazón es un órgano muscular hueco situado en el mediastino medio y aproximadamente del tamaño de un puño. Su misión es bombear la sangre para que pueda circular por el sistema cardiovascular y que así nutrientes como el oxígeno lleguen a todas las partes del cuerpo. El corazón (ver Figura 2) se divide dos partes: corazón derecho (que bombea sangre hacia los pulmones) y corazón izquierdo (que bombea sangre hacia el sistema circulatorio), que a su vez se dividen en 2 cavidades: atrios, o también llamadas aurículas, y ventrículos. Para que haya

circulación de la sangre de atrios a ventrículos, existen estructuras llamadas válvulas cardíacas, las cuales se unen a los músculos papilares a través de cuerdas tendinosas, de manera que se abren y cierran de acuerdo con la contracción del músculo y permiten el flujo de sangre en una sola dirección. [2].

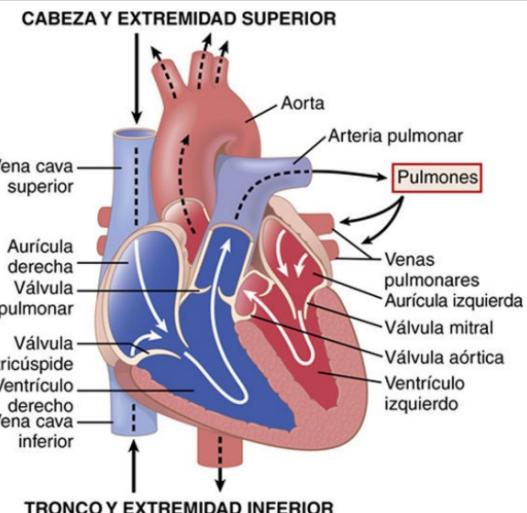


Figura 2: Anatomía del corazón y representación del flujo sanguíneo a través de las aurículas y los ventrículos [2].

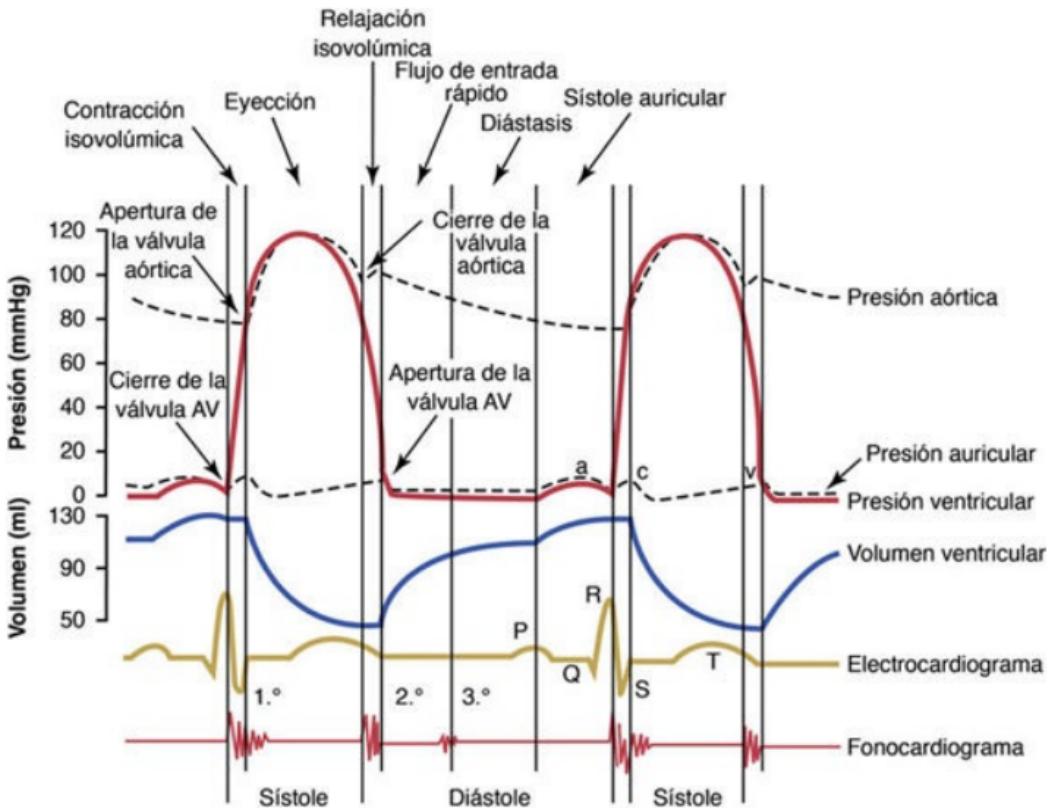


Figura 1: Diagrama de Wiggers [2].

El ciclo cardíaco (ver Figura 2) comienza cuando la sangre, pobre en oxígeno, llega a través de la vena cava (superior e inferior) a la aurícula derecha. La contracción de la aurícula derecha provoca la apertura de la válvula tricúspide (T) para el paso de la sangre hacia el ventrículo derecho, donde al contraerse dicho ventrículo, la apertura de la válvula pulmonar (P) permite el paso de la sangre (a través de la arteria pulmonar) hacia los pulmones donde ocurre el intercambio gaseoso para enriquecer a la sangre con oxígeno. La sangre oxigenada viaja de los pulmones, a través de las venas pulmonares, hacia la aurícula izquierda, la cual se contrae e induce la apertura de la válvula mitral (M) para permitir el flujo de sangre hacia el ventrículo izquierdo. Al contraerse el ventrículo izquierdo, se abre válvula aórtica (A) para que la sangre oxigenada pueda ser bombeada (a través de la aorta) hacia todo el cuerpo por medio del sistema cardiovascular [2].

El impulso eléctrico que induce la contracción del corazón se genera en la pared de la aurícula derecha, en un nodo llamado el nódulo sinuatrial (SA), el cual lleva el impulso hacia el nódulo atrioventricular (NA). En el nódulo atrioventricular ocurre un retraso (aproximadamente de 0.1 [s]) para que, luego de que el impulso eléctrico pase por el haz de His, la contracción sea primera (y de manera simultánea) por parte de las aurículas y luego por parte de los ventrículos. A la contracción del corazón

se la llama sístole y a su relajación se le conoce como diástole [3].

En la Figura 1 se presenta el diagrama de Wiggers, en donde se presentan las principales señales, o variables fisiológicas, que se pueden estudiar en el ciclo cardíaco (presión sanguínea, volumen ventricular, actividad eléctrica y acústica) y a qué eventos en el ciclo están asociadas sus diferentes componentes [2].

### 1.1. Fonocardiograma

La fonocardiografía es el registro de las señales acústicas provocadas por el corazón para su análisis posterior. Mediante el fonocardiograma, las ondas sonoras pueden ser captadas, registradas, medidas y representadas gráficamente. El fonocardiograma permite documentar la temporización, intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono, timbre y localización precisa de las diferentes componentes del sonido generado durante el ciclo cardíaco. El fonocardiograma permite no solo evaluar el cierre y apertura de las válvulas cardíacas, sino también identificar otros ruidos como los soplos o ruidos anormales generados por una cardiopatía como la insuficiencia aórtica, estenosis mitral, entre otras [3].

El ciclo cardíaco conlleva la apertura y el cierre de las válvulas cardíacas, y que, debido a la presión sanguínea en las fases sistólica y diastólica, se generan sonidos au-

dibles. Existen cuatro sonidos cardíacos registrables (ver Figura 3):

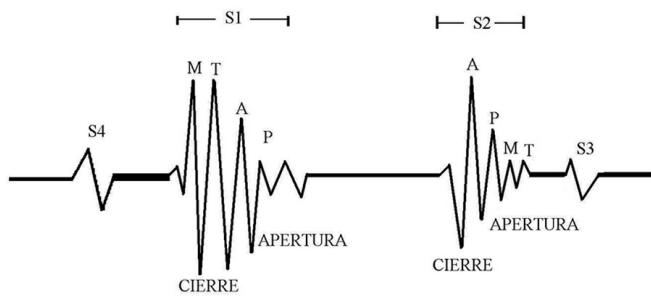


Figura 3: representación gráfica de la señal del fonocardiograma, indicando qué ruidos componen a la señal y el cierre y apertura de las válvulas cardíacas [4].

- **Primer ruido cardíaco (R1):** Corresponde a un sonido que se produce al cerrarse las válvulas mitral M y tricúspide T durante la sístole, creando vibraciones que son audibles en la pared torácica. El cierre de la válvula mitral es el que genera mayor contribución al ruido, de modo que cambios en la intensidad de R1 pueden atribuirse generalmente a fuerzas que actúan sobre dicha válvula [5].
- **Segundo ruido cardíaco (R2):** También conocido como “punto de anclaje auscultatorio”, corresponde al sonido que se genera cuando se cierran las válvulas aórtica y pulmonar durante la diástole, la mayor contribución al ruido es por parte de la válvula pulmonar. Puede haber una mayor intensidad de R2 si el paciente presenta hipertensión arterial o pulmonar y puede que la intensidad disminuya cuando no cierran bien los velos de las válvulas (insuficiencia valvular) [5].
- **Tercer ruido cardíaco (R3):** Ocurre después del segundo ruido, al comienzo del tercer medio de la diástole y suele ser un sonido débil y detectable en pacientes pediátricos y muy poco común en pacientes adultos [3].
- **Cuarto ruido cardíaco (R4):** Es posible escucharlo inmediatamente antes del primer ruido, en el momento de la contracción de las aurículas. Está relacionado con vibraciones del miocardio y el aparato valvular durante la fase de llene activo del ventrículo debido a la contracción auricular. No es auscultable en pacientes menores de 50 años [3].

## 1.2. Auscultación del Corazón

Existen cuatro áreas principales (ver Figura 4), también llamados focos, que corresponden a los puntos de auscultación donde los ruidos cardíacos se escuchan mejor y dependiendo de qué válvula se escuche mejor, será el nombre del foco. El segundo cartílago costal derecho corresponde al foco aórtico, donde es más fácil escuchar el

ruido R2. El segundo espacio intercostal izquierdo, junto a la línea paraesternal, corresponde al foco pulmonar, también se escuchan el ruido (R2). La región de la punta en el quinto espacio intercostal izquierdo en la confluencia con la línea medioclavicular, corresponde al foco mitral, donde se escucha mejor el ruido R1. Por último, el cuarto espacio intercostal izquierdo, junto a la línea paraesternal, corresponde al foco tricúspide, donde también se escucha mejor el ruido R1. [6]

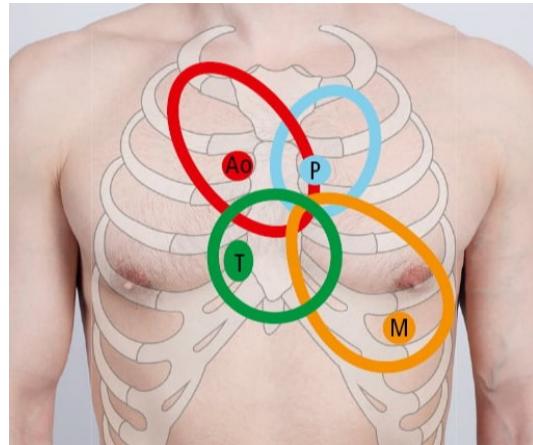


Figura 4: Representación gráfica de la localización de los focos de auscultación cardíaca [7].

De manera general, los ruidos cardíacos poseen los siguientes anchos de banda:

Ruidos cardíacos	Frecuencia [Hz]	
	Mínima	Máxima
Primer ruido	30	45
Segundo ruido	50	70
Tercer ruido	20	30
Cuarto ruido	-	25

Tabla 1: Anchos de banda de los diferentes ruidos cardíacos [1].

Actualmente los estetoscopios comerciales electrónicos existentes de buena calidad rondan los nueve mil pesos mexicanos (9,000.00 MXN) [9] y, a pesar de que se han construido prototipos de estetoscopios accesibles, los precios rondan entre los mil seiscientos (1,600.00 MXN) y seis mil pesos mexicanos (6,000.00 MXN). [1, 3]

## 1.3. Objetivo

El objetivo de este trabajo fue instrumentar un estetoscopio electrónico de bajo costo capaz de detectar el primer y segundo ruido cardíaco y que, mediante el desarrollo de una interfaz gráfica, permita visualizar y escuchar la



Figura 5: Diagrama de bloques del sistema completo.

señal obtenida así como generar un reporte en formato PDF, para guardar la señal y los datos de cada paciente.

## 2. Metodología

En la Figura 5 se anexó el diagrama de bloques del sistema completo. La señal acústica se obtuvo mediante un micrófono capacitivo ‘electret’ CZN-15E que funcionó como sensor, el cual fue caracterizado. Se realizaron tres etapas de acondicionamiento de la señal: la etapa de preamplificación, la etapa de filtrado y la etapa de implementación de un sumador. Seguido de esto, se realizó la conversión analógica digital mediante el uso de la placa de desarrollo *ESP32 DEVKIT V1*, la señal obtenida fue procesada digitalmente mediante la implementación de filtros digitales y generación de audio en el entorno de desarrollo *Matlab*. Finalmente, se realizó una interfaz gráfica, en el *App designer* de *Matlab*, en la cual se pudo escuchar y guardar en un archivo tipo WAV, así como también se pudo generar un reporte en PDF donde se incluyeran datos del paciente como el nombre, edad, sexo, así como también el gráfico de su respectivo fonocardiograma. A continuación, se describe a detalle cada una de las etapas.

### 2.1. Caracterización del sensor

Se realizó la conexión del micrófono como se muestra en la Figura 6. El micrófono se colocó a una distancia de 1 cm de las bocinas de un teléfono. Utilizando la app *FrecuencySound* se emitieron ondas sinusoidales de distinta frecuencia, de 25 a 100 Hz, y se midió el voltaje pico a pico detectado por el micrófono con ayuda de un osciloscopio.

#### Adquisición

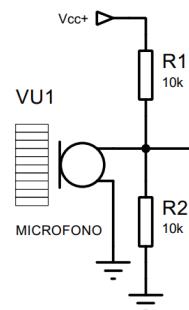


Figura 6: Esquemático de la conexión del micrófono.

#### 2.1.1. Características estáticas

- **Repetibilidad:** Se realizaron dos lecturas, espaciadas por un minuto, del voltaje producido por el micrófono al detectar una onda de 50 Hz.
- **Estabilidad:** Se realizó la lectura del voltaje de salida del micrófono durante 3 segundos al emitir una onda sinusoidal de 100 Hz.
- **Sensibilidad:** Se disminuyó la frecuencia de las ondas sinusoidales emitidas hasta que no se observó un cambio en el voltaje producido por el micrófono.
- **Linealidad:** Se realizaron mediciones del voltaje de salida del micrófono variando la frecuencia de las ondas sinusoidales. Se consideraron ondas de 25 a 100 Hz. Con los datos obtenidos se obtuvo una curva, a la cual se le realizó un ajuste lineal.
- **Histéresis:** Se realizaron mediciones del voltaje de salida del micrófono aumentando la frecuencia de las ondas sinusoidales de 25 a 100 Hz y luego, se realizaron las mediciones disminuyendo la frecuencia de las ondas, de 100 a 25 Hz.

- **Selectividad:** Se produjo un sonido diferente al emitido por ondas sinusoidales de 100 Hz y se analizó su comportamiento.
- **Offset:** Se midió la lectura del micrófono en un lugar donde el ruido fuera mínimo.
- **Fiabilidad:** Se emitieron ondas sinusoidales de 50 Hz durante 10 segundos y se analizó el voltaje de salida del micrófono.
- **Curva de calibración:** Se realizaron mediciones del voltaje de salida del micrófono variando la frecuencia de las ondas sinusoidales. Se consideraron ondas de 25 a 100 Hz.

### 2.1.2. Características dinámicas

- **Tiempo de subida:** Se realizó la medición del tiempo en el que el voltaje de salida del micrófono se estabilizó al emitir ondas sinusoidales de 100 Hz.
- **Tiempo de respuesta:** Se realizó la medición del tiempo en el que el voltaje de salida del micrófono pasó del 10 al 90 % de su valor final al emitir ondas sinusoidales de 100 Hz.
- **Tiempo de retraso:** Se realizó la medición del tiempo en el que el voltaje de salida del micrófono alcanzó el 50 % de su valor final al emitir ondas sinusoidales de 100 Hz.

## 2.2. Transducción y acondicionamiento de la señal

La transducción de la señal se llevó a cabo en la etapa de adquisición del sistema, donde se unió el micrófono (mediante el uso de un tubo termo contráctil, 'thermofit') la campana de un estetoscopio de la marca *CheckATek* como se muestra en la Figura 7 y se conectó el micrófono a una fuente de 5 [V] como se mostró en la Figura 6. De esta manera, la campana del estetoscopio sirvió como un filtro físico para eliminar el ruido ambiental, así como también amplificar los sonidos cardíacos al colocar la campana en algún foco de auscultación.



Figura 7: Unión del micrófono a la campana de osciloscopio.

Tras la etapa de adquisición, se aplicó una etapa de preamplificación mediante el uso de un amplificador operacional *LM358* de la marca *Texas Instruments* en configuración de amplificador no inversor con una ganancia

de 3.2.

La etapa de filtrado consistió en la instrumentación de un filtro activo pasa banda con ancho de banda de 19.41 [Hz] hasta los 88.42 [Hz] y una ganancia de 11.636 mediante el uso de amplificadores operacionales *LM324* de la marca *Texas Instruments*. Para ello se instrumentó primero un filtro activo (no inversor) pasa altas de octavo orden en configuración Sallen-Key, con frecuencia de corte de 19.41 [Hz] con una ganancia de 5.818. En la Ecuación 1 se muestra la función de transferencia de dicho filtro (con  $R=820$  [ $\Omega$ ],  $C=10$  [ $\mu F$ ],  $R_B=1k$  [ $\Omega$ ] y  $R_A=2.2$  [ $\Omega$ ]).

$$F_1(s) = 4 * \frac{s^2 * \left(1 + \frac{R_B}{R_A}\right)}{s^2 + s * \frac{1}{RC} \left(2 - \frac{R_B}{R_A}\right) + \left(\frac{1}{RC}\right)^2} \quad (1)$$

También, se implementó un filtro activo (no inversor) pasa altas de octavo orden en configuración Sallen-Key, con frecuencia de corte de 88.42 [Hz] con una ganancia de 5.818. En la Ecuación 2 se muestra la función de transferencia de dicho filtro (con  $R=180$  [ $\Omega$ ],  $C=10$  [ $\mu F$ ],  $R_B=1k$  [ $\Omega$ ] y  $R_A=2.2$  [ $\Omega$ ]).

$$F_2(s) = 4 * \frac{\left(1 + \frac{R_B}{R_A}\right)}{s^2 * (RC)^2 + s * CR \left(2 - \frac{R_B}{R_A}\right) + 1} \quad (2)$$

Conectando dichos filtros en serie, se obtuvo el filtro pasabandas cuya función de transferencia vino dada por la Ecuación 3.

$$F_3(s) = F_1(s) * F_2(s) \quad (3)$$

En la Figura 8 se muestra el diagrama de bode obtenido de la Ecuación 3, donde la amplitud máxima fue de 21.68 [dB] para a una frecuencia de 41.4 [Hz].

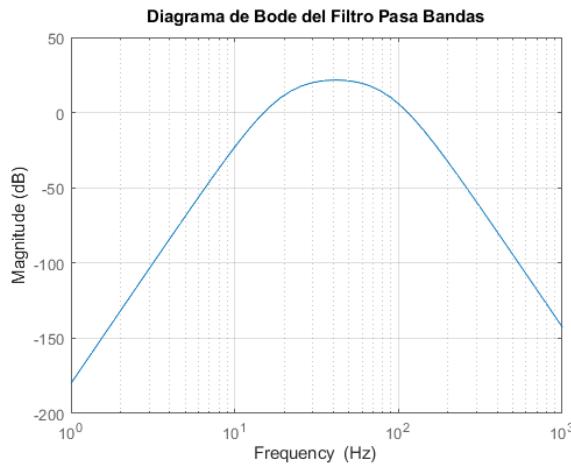


Figura 8: Diagrama de bode del filtro pasa bandas con ancho de banda de 19.41 [Hz] a 88.42 [Hz].

La ultima etapa en el circuito analógico consistió en la aplicación un amplificador operacional *LM358* en configuración de sumador para establecer a la señal un offset de 1.5625 [V] para la digitalización de la señal con la tarjeta de desarrollo *ESP32 DEVKIT V1*.

### 2.3. Conversión analógica digital

La salida del circuito de acondicionamiento de la señal se conectó al pin D34 del microcontrolador *ESP32* y este último se conectó a la tierra común del circuito. Para la lectura de los datos en *Matlab* se empleó la velocidad en baudios predeterminada de la consola de 115200. Los datos fueron leídos con una frecuencia de muestreo de 1 milisegundo, es decir, 1000 [Hz] (ver Anexos para el código completo) y se obtuvieron 5000 datos, de los cuales 4217 fueron útiles debido al tiempo de respuesta entre *Matlab* y el *ESP32*. Con todo esto, la duración de la señal digitalizada fue de 4.2 segundos.

### 2.4. Procesamiento digital de la señal y diseño de la interfaz

Mediante el *Signal Processing Toolbox*, se implementó un filtro pasabandas digital con frecuencias de corte de 20 [Hz] y 75 [Hz], dicho filtrado englobó una atenuación de banda de parada de 60 [dB] además de una compensación de retardo por el filtro.

Seguido de esto, para obtener el sonido proveniente de la señal medida, se realizó un remuestreo de la señal para obtener 185200 datos (ver Anexos para el código completo). Para el reemuestreo se tuvo que aplicar un filtro paso bajo anti-aliasing FIR y una compensación de retardo por el filtro. Con 185200 datos, y con una frecuencia de muestreo de 44100 [Hz] fue posible producir una señal de audio que fuera perceptible para ser escuchada.

Se diseñó una interfaz gráfica en *App Designer* donde se anexaron los código empleados para la digitalización y procesamiento de la señal. La interfaz gráfica fue diseñada para que el usuario pudiera ingresar el nombre, edad y sexo del paciente, se agregó la instrucción de colocar la campana del estetoscopio en un foco de auscultación con la ayuda visual de la Figura 9 y que, mediante un botón, se realizará la captación de la señal y se desplegará una gráfica del fonocardiograma. Asimismo de diseñaron dos botones para escuchar la señal graficada y para guardar dicho audio como un archivo tipo WAV. Por último, se agregó un último botón que generara un archivo tipo PDF que reportara los datos introducidos por el usuario, así como también anexar el fonocardiograma del paciente.

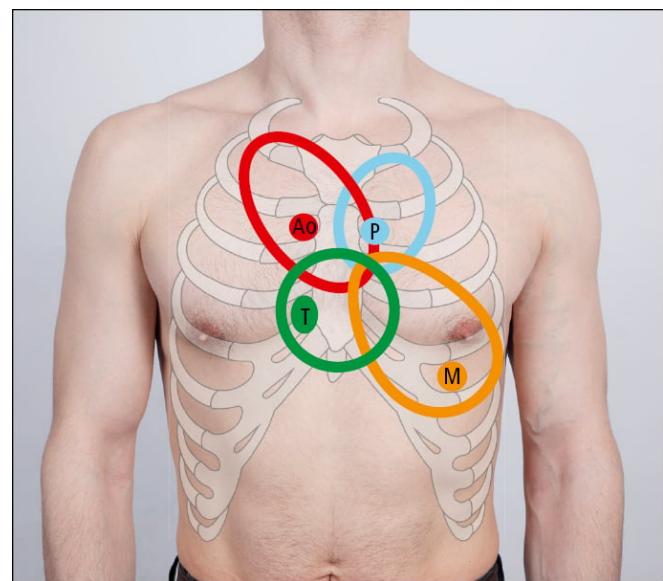


Figura 9: Imagen cargada a la interfaz gráfica como apoyo visual para el usuario [14].

### 2.5. Revisión de medidas de seguridad

Se realizó la medición de corriente de fuga entre la carcasa del sistema y la el sensor. También caracterizó al sistema para conocer su clase y su tipo.

## Resultados y Discusión

### 2.6. Caracterización del sensor

#### 2.6.1. Características estáticas

- **Repetibilidad:** Dado que se obtuvieron lecturas de 87.2 mV y 90.4 mV, se tiene una repetibilidad de 3.2 mV.

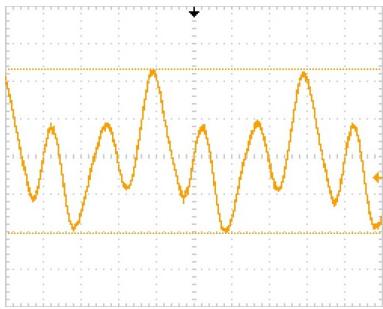


Figura 10: Medición del voltaje pico pico a los 0 segundos.

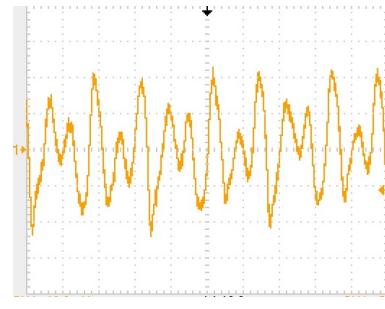


Figura 13: Respuesta del micrófono a una señal sinusoidal de 30 Hz.

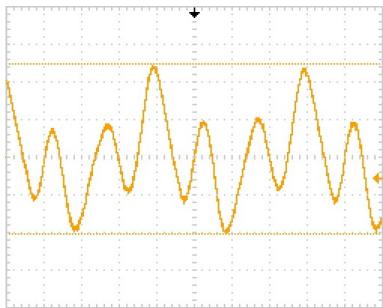


Figura 11: Medición del voltaje pico pico después de 1 segundo.

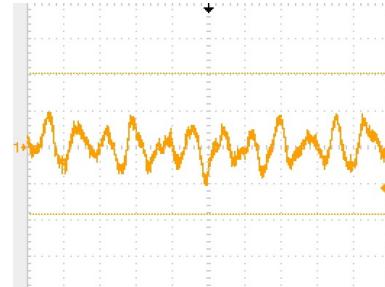


Figura 14: Respuesta del micrófono a una señal sinusoidal de 25 Hz.

- **Estabilidad:** Se observó que durante los 3 segundos, el voltaje de salida del micrófono produce la misma salida, por lo cual, se puede decir que el micrófono es estable.

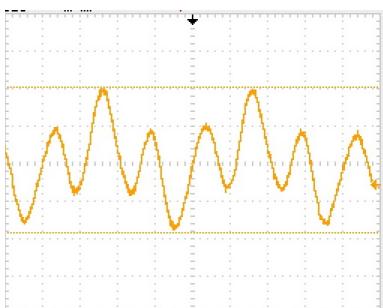


Figura 12: Medición del voltaje pico pico durante 3 segundos.

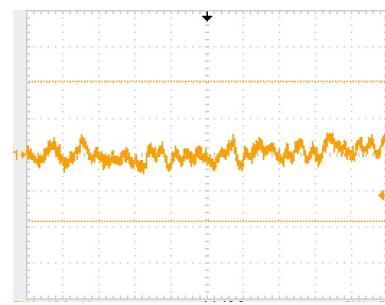


Figura 15: Respuesta del micrófono a una señal sinusoidal de 20 Hz.

- **Sensibilidad:** Se obtuvo que la frecuencia más pequeña que produce un cambio en el voltaje de salida del micrófono es de 20 Hz pues la señal detectada [Fig. 18] corresponde únicamente al ruido ambiental.

- **Linealidad:** Se obtuvo que el micrófono no presenta un comportamiento lineal, pues se obtuvo un coeficiente de correlación  $R^2$  de 0.2, lo que indica que no hay correspondencia entre el comportamiento del micrófono con una línea.

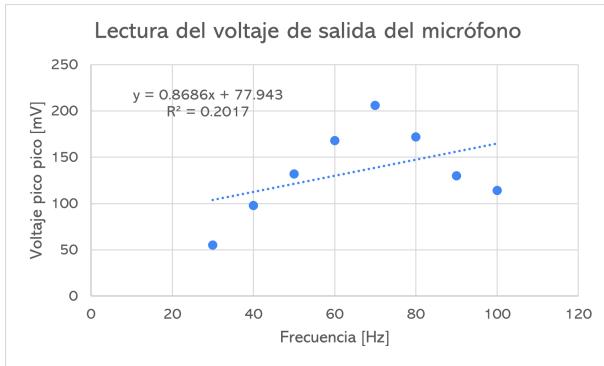


Figura 16: Linealidad del micrófono electret.

- **Histéresis:** Se encontró que el micrófono produce una desviación de hasta 40 mV al acercarse aumentando o disminuyendo la frecuencia de las ondas sinusoidales.

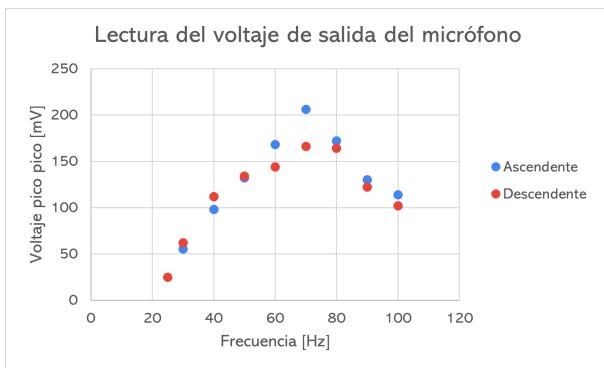


Figura 17: Respuesta del micrófono a diferentes frecuencias desde dos direcciones distintas: ascendente y descendente.

- **Selectividad:** Se observa que se puede distinguir el ruido externo producido entre la señal sinusoidal por lo cual, se puede decir que el micrófono es selectivo.

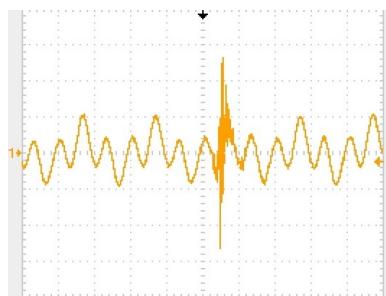


Figura 18: Respuesta del micrófono a un estímulo externo y a una señal de 100 Hz.

- **Offset:** Se encontró que el micrófono no produce un offset en la lectura de las señales.

■ **Fiabilidad:** Se observó que no hubo una variación en el voltaje de salida del micrófono durante 10 segundos, por lo que se puede decir que el sensor es fiable.

■ **Curva de calibración:** A continuación se muestran las lecturas obtenidas.

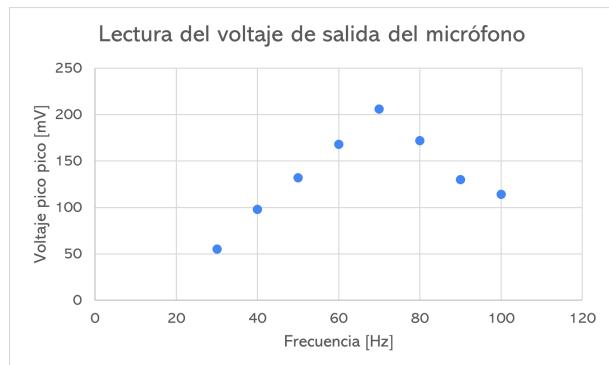


Figura 19: Calibración del micrófono electret.

## 2.6.2. Características dinámicas

- **Tiempo de subida:** Se encontró que el tiempo de subida es de 2.36 segundos.

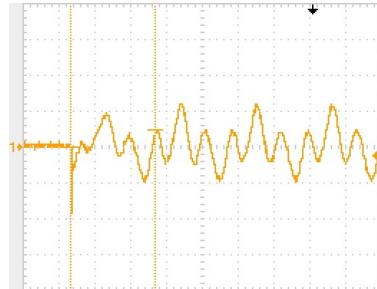


Figura 20: Tiempo de subida de la respuesta del micrófono.

■ **Tiempo de respuesta:** Se encontró que el tiempo de respuesta es de 1.88 segundos.

■ **Tiempo de retraso:** Se encontró que el tiempo de respuesta es de 1.18 segundos.

## 2.7. Transducción, acondicionamiento y digitalización de la señal

En la Figura 22 se anexa una fotografía del circuito instrumentado, el mapa esquemático a detalle del circuito se encuentra en la hoja técnica del dispositivo.

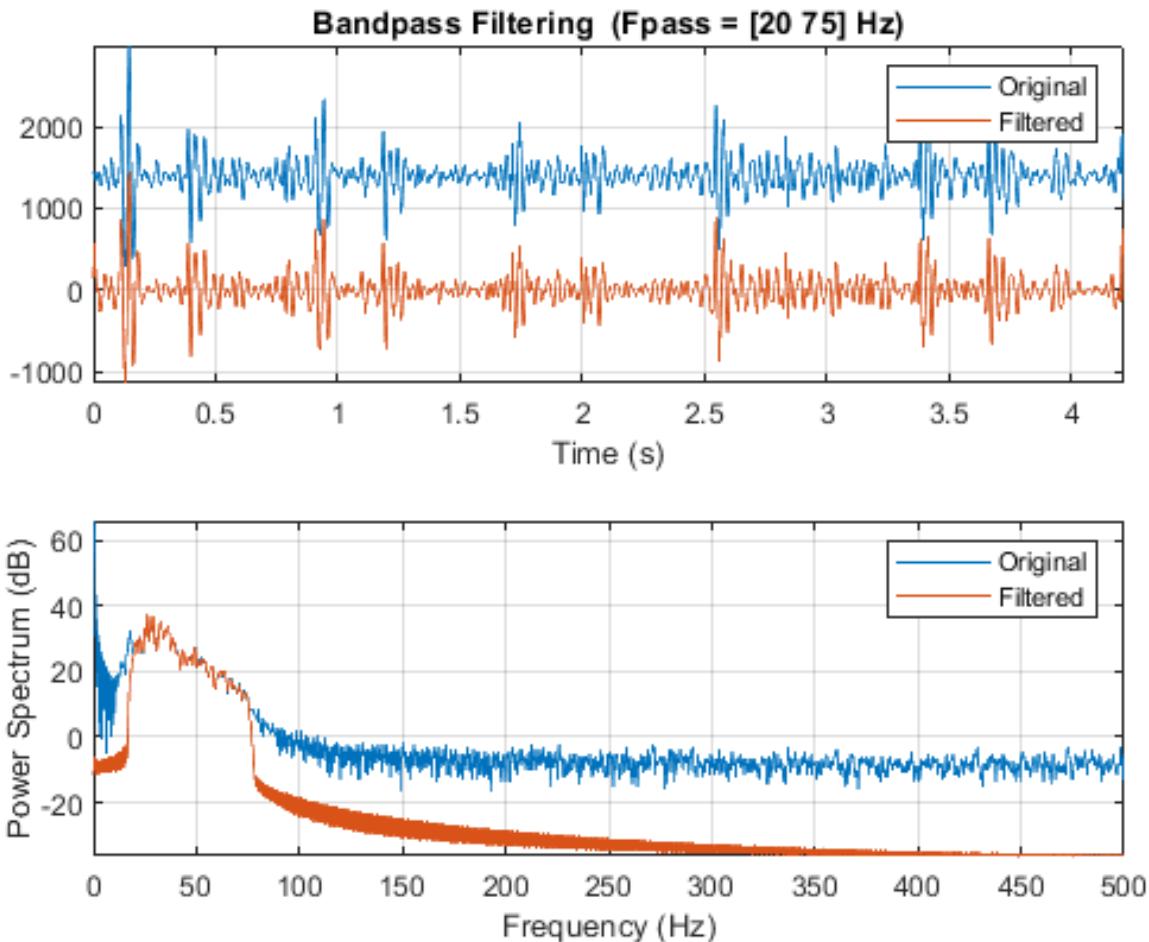


Figura 21: Gráficas de las señales digitalizada (azul) y filtrada digitalmente (roja) junto a sus respectivos espectros de frecuencia.

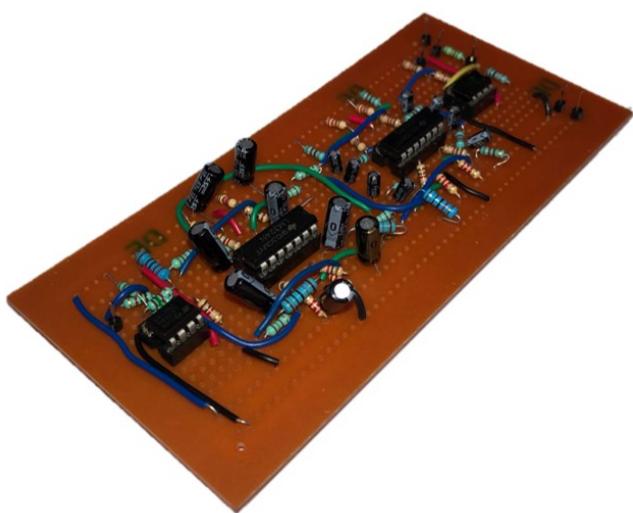


Figura 22: Fotografía del circuito implementado para el acondicionamiento de la señal.

Tras haber colocado la campana en el foco mitral de un sujeto de prueba, en la Figura 21 se anexa en color azul la señal obtenida de la etapa de conversión analógica digital, donde la duración de la señal fue de aproximadamente 4.2 [s] y se pudieron distinguir a simple vista los ruidos R1 con los picos de mayor amplitud, seguidos de ruidos R2 los cuales tuvieron una menor amplitud. Asimismo, en la Figura 21 se mostró de color rojo la señal procesada digitalmente con el filtro pasa bandas con ancho de banda de 20 [Hz] a 75 [Hz], comparando la señal con la de color azul, se observó que no hubo un desfase en la señal y que se eliminó el offset de aproximadamente 1.56 [V], a simple vista no se observaron diferencias claras entre ambas señales pero en la gráfica de abajo se anexaron los espectros de frecuencia de ambas señales, donde se observó el efecto del filtrado digital al atenuar incluso a amplitudes menores de -20 [dB] las frecuencias fuera del ancho de banda establecido.

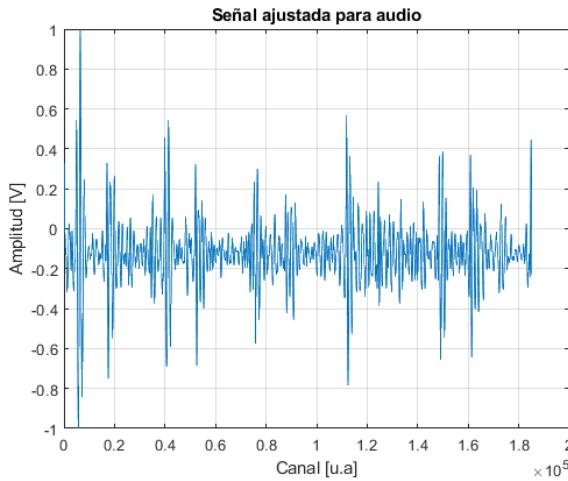


Figura 23: Señal remuestreada para la generación del audio.

Tras el remuestreo de la señal filtrada (señal roja de la Figura 21), se obtuvo una señal con 185220 datos que mantuvo su duración de 4.2 [s]. En la Figura 23, se mostró la señal remuestreada para la generación de audio (con una frecuencia de muestreo de 44100 [s]), en donde se observó que la integridad de los ruidos cardíacos se mantuvo sin cambios significativos. Cabe recalcar que el eje X en dicha figura es adimensional ya que no correspondió al tiempo transcurrido, sino al número de datos, el cual se expresó como número de canales.

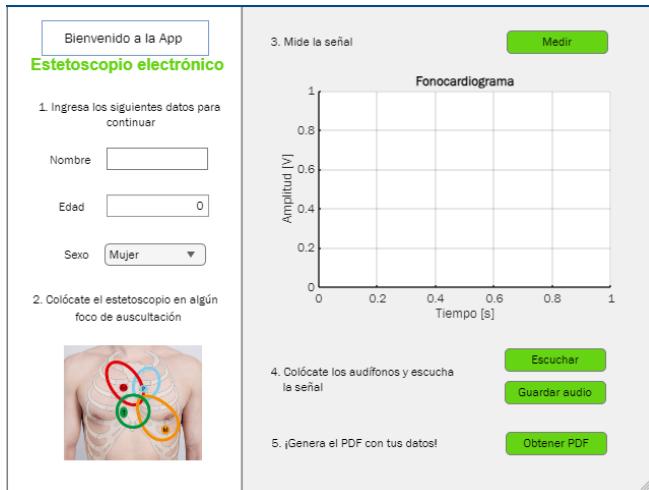


Figura 24: Interfaz realizada en Matlab.

Por último, en la Figura 24 se anexó una imagen de la interfaz gráfica diseñada en *Matlab*, donde fue posible escribir las instrucciones de manera ordenada para que el usuario llenara primero el apartado referente a los datos del paciente, seguido de dar click en el botón 'Medir' para captar los datos del estetoscopio y que se graficara la señal en el espacio que dice 'Fonocardiograma'.

También, mediante los botones 'Escuchar' & 'Guardar audio' fue posible que el usuario escuchara la señal graficada y poder guardarla en un archivo tipo WAV. Por último, el botón 'Obtener PDF' generó un documento PDF que sirvió como reporte donde se mostraron los datos llenado por el usuario, así como la señal de fonocardiograma graficada.

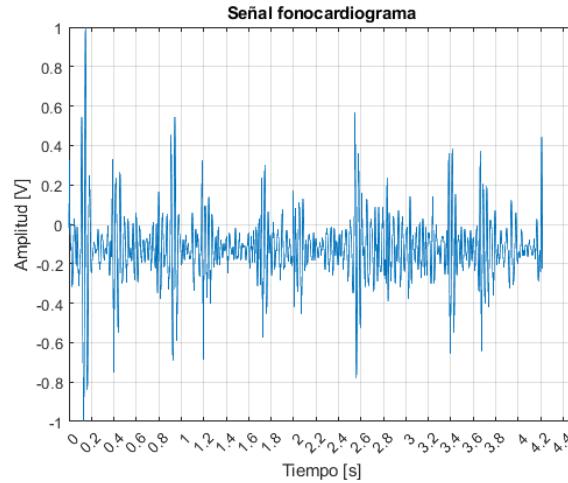


Figura 25: Señal de fonocardiograma reportada en el documento PDF.

En la Figura 25 se mostró la señal de fonocardiograma que se reportó en el documento PDF, donde ajustaron los valores de marcas del eje X para que cada marca correspondiera a 200 [ms] como usualmente se reportan los estudios de electrocardiograma. De igual manera, se ajustaron los valores de marcas del eje Y para que cada marca correspondiera a 200 [mV].

Tras un análisis de los gastos realizados para la realización de este proyecto, se calculó una cuenta total de 443.00 MXN, cumpliéndose así el objetivo de realizar un estetoscopio electrónico de bajo costo.

## 2.8. Revisión de medidas de seguridad

Se encontró que la corriente de fuga fue de prácticamente 0 [mA] y dado que el dispositivo está en contacto físico con el corazón y su alimentación estuvo dada por una fuente, la protección no sólo dependió del aislamiento, si no también de la conexión a tierra. De esta manera se concluyó que el dispositivo correspondió al tipo CF (Cardiac Floating) de clase I.

## Conclusiones

En conclusión, se logró realizar un estetoscopio electrónico de bajo costo capaz de detectar el primer y el segundo ruido cardíaco. Además, se logró realizar una interfaz gráfica en la cual fue posible ingresar datos del paciente

como nombre, edad y sexo, así como medir, escuchar y guardar la señal de fonocardiograma, junto con los datos del paciente, en un documento PDF.

## Referencias

- [1] Carrasco C. F. (2014). Diseño y construcción de un estetoscopio electrónico de bajo costo con filtrado de frecuencias para la detección de afecciones pulmonares y cardíacas [Tesis de licenciatura], Universidad Nacional Autónoma de México. Link
- [2] Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2016). Tratado de Fisiología Médica (13.a ed.). ELSEVIER.
- [3] Martí j. F. (2020) Diseño y desarrollo de un prototipo de estetoscopio digital. [Tesis de licenciatura] Universidad Politécnica de Valencia. Link
- [4] Descifrando los latidos del corazón para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares - Avance y Perspectiva. (s.f.). Link
- [5] Dornbush, S., & Turnquest, A. E. (2023, 17 julio). Physiology, heart sounds. StatPearls - NCBI Bookshelf. Link
- [6] Caballero López, A. (2020). TERAPIA INTENSIVA; Urgencias Cardiovasculares (3.a ed., Vol. 5). Editorial Ciencias Médicas.
- [7] Chizner, M. A. (2008). Cardiac Auscultation: Rediscovering the Lost Art. Current Problems In Cardiology, 33(7), 326-408. Link
- [8] Quiroz R., C. D., Ortiz R., C., Parra A., G., & Velázquez S., F. K. (2018). Diseño y construcción de un estetoscopio electrónico de bajo costo para la auscultación cardiaca y pulmonar. En Repositorio Institucional REIMS. Link
- [9] McStethoscope. (s.f.). McStethoscope México. Link
- [10] Voise ELECTRONIC, “Specification for Microphone”, VS9767S32 datasheet, 2020 [Revisado en Dic. 2024]. Link
- [11] Texas Instruments, “Industry-Standard Dual Operational Amplifiers”, SLOS068AA datasheet, junio 1976 [Revisado en Dic. 2024]. Link
- [12] Texas Instruments, “Quadruple Operational Amplifiers”, SLOS066Z datasheet, septiembre 1975 [Revisado en Dic. 2024]. Link
- [13] Espresif, “ESP32 series”, 2020 [Revisado en Dic. 2024]. Link
- [14] Auscultación cardíaca. (2022). Empendium. Recuperado 3 de diciembre de 2024, de Link

## Anexo

```

serialPort = "COM3"; % Replace with the actual port
baudRate = 115200;
esp32 = serialport(serialPort, baudRate);

% Data acquisition parameters
numSamples = 5000; % Number of samples
data = zeros(1, numSamples); % Preallocate for efficiency
time = zeros(1, numSamples);

% Reading loop
disp('Reading data from ESP32...');

tic; % Start timer
for i = 1:numSamples
    if esp32.NumBytesAvailable > 0
        rawData = readline(esp32); % Read data from ESP32
        value = str2double(rawData); % Convert to number
        if ~isnan(value) % Check for valid data
            data(i) = value;
            time(i) = toc;
        else
            warning('Invalid data received: %s', rawData);
        end
    else
        disp('No data available yet.');
    end
    pause(0.001); % Match ESP32 delay
end

% Close serial port
clear esp32;

```

Figura 26: Código en Matlab para establecer comunicación con el ESP32 y leer los datos del puerto serial.

```

data(1:783) = []; % Remove the first three elements
time(1:783) = [];

%Filtrar señal
%tiempo=transpose(time);
Fs=1000; %FRECUENCIA DE MUESTREO
L=length(data); %número de datos
t=L/Fs; % número de datos/frecuencia de muestreo
x=data; %renombrar al voltaje
% FILTRO DIGITAL PASA BANDAS
filt=bandpass(x,[20,75],Fs);
%graficar señales y sus espectros de frecuencia
app.filt1=normalize(filt,"range",[-1,1]);

% GRAFICAR LA SEÑAL FINAL YA FILTRADA
tiempo_cali=0:0.001:4.216;
%% PRUEBAS CON RESAMPLE
target_length = 185220;
app.audio_resampled = resample(app.filt1, target_length, length(app.filt1));
app.audio_resampled=normalize(app.audio_resampled,"range",[-1,1]);
%figure
%plot(audio_resampled)
% GENERAR SONIDO CON SEÑAL RESAMPLE
sound(app.audio_resampled,44100)

```

Figura 27: Código en Matlab para realizar al procesamiento digital.