

Diseño de Circuitos Electrónicos - Proyecto Final (Fonocardiograma)

Visite el Repositorio en GitHub: <https://github.com/SrMcFly20/Phonocardiogram.git>

Gil Moreno Sergio Andrés - sergio2184211@correo.uis.edu.co

Peña Cala Cristian Alberto - cristian2184213@correo.uis.edu.co

Salom Medina Andrey fernando - andrey.salom@correo.uis.edu.co

Abstract

This project aims to construct a prototype of a phonocardiogram capable of extracting the main characteristics of the cardiac cycle by implementing filtering methods based on useful frequencies to be measured and analog amplification stages to adjust signal amplitude for visualization. Additionally, a software will be developed to read and visually represent obtained values through a graphical interface.

Resumen

El proyecto se basa en la construcción de un prototipo de fonocardiograma capaz de extraer las principales características del ciclo cardíaco. Para ello se implementan métodos de filtrado en función de las frecuencias útiles a medir. Además de etapas correspondientes a amplificación analógica, para adecuar la amplitud de la señal, de tal forma que se pueda visualizar.

Además de esto se realizará un software capaz de hacer lectura de los valores obtenidos para su posterior visualización mediante interfaz gráfica.

1. INTRODUCCIÓN

El fonocardiograma es un dispositivo médico que tiene la capacidad de captar los sonidos cardíacos producidos durante el ciclo cardíaco. Esta herramienta es de gran importancia, ya que permite detectar anomalías cardíacas y evaluar su gravedad de manera precisa.

Con el fin de construir un dispositivo que pueda hacer lectura de los sonidos cardíacos, se ha diseñado un sistema de amplificación y filtrado analógico diseñado específicamente para captar las componentes frecuenciales necesarias para obtener una lectura confiable. Este dispositivo tendrá la capacidad de medir los sonidos cardíacos de forma precisa y, por lo tanto, permitirá a los profesionales de la salud detectar trastornos cardíacos y evaluar su gravedad de manera oportuna.

2. OBJETIVO PRINCIPAL

Realizar la construcción de un dispositivo capaz de mostrar los sonidos cardíacos de manera precisa, implementando conceptos de diseño de circuitos electrónicos.

3. MARCO TEÓRICO

Sonido cardíaco: El sonido cardíaco captado por los fonocardiogramas, se encuentra en el rango de frecuencia de aproximadamente 20 Hz a 200 Hz. Dentro de este rango, los sonidos cardíacos específicos producidos durante el ciclo cardíaco, como el sonido S1 y S2, tienen frecuencias características que pueden ser identificadas y utilizadas para el diagnóstico de trastornos cardíacos. Algunos fonocardiógrafos modernos pueden detectar frecuencias más altas que permiten la identificación de sonidos adicionales, lo que puede ser útil para detectar trastornos cardíacos más sutiles o para monitorear el progreso de un tratamiento.

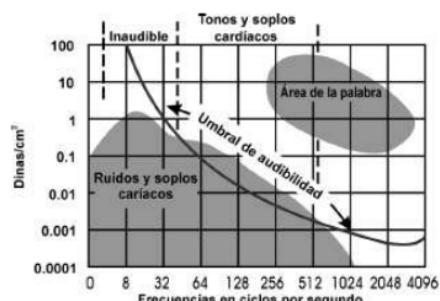


Figura 1. Frecuencias cardíacas [Gráfica]. En:James Alexander Olarte Pedraza, "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE FONOCARDIOGRAMA," UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA, 2007.

Amplificadores operacionales: es un circuito electrónico que se utiliza para amplificar señales de voltaje. Está compuesto por un amplificador diferencial de entrada, un amplificador de ganancia alta, y una etapa de salida de alta corriente. Es ampliamente utilizado en aplicaciones de procesamiento de señales, como la amplificación, el filtrado y la generación de señales de onda.

Filtro Pasa altos Activo de 2do Orden Sallen Key: Es un circuito electrónico utilizado para filtrar señales de audio o de otros tipos al permitir el paso de las frecuencias más altas y atenuar las frecuencias más bajas. Este filtro utiliza dos amplificadores operacionales y dos capacitores para crear una respuesta de filtro de segundo orden con una pendiente de -12dB/octava.

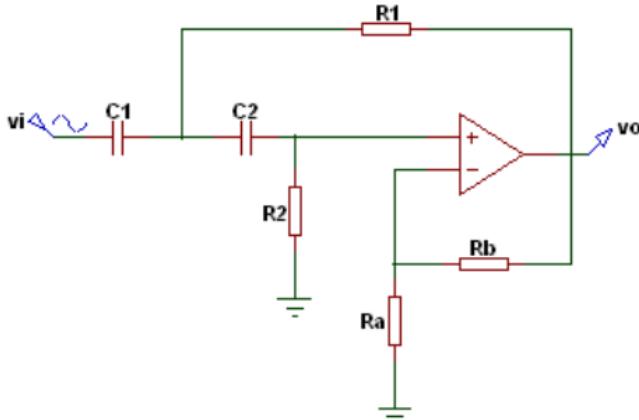


Figura 2. Wilaeba electrónica. (2017). Filtro Pasa altos Activo de 2do Orden Sallen Key [Gráfica] Disponible en: <https://wilaebaelectronica.blogspot.com>.

Donde se cuenta con una frecuencia de corte de:

$$F_c = \frac{Q}{2\pi kRC}$$

Filtro Pasa bajos Activo de 2do Orden Sallen Key: Es un circuito electrónico utilizado para filtrar señales de audio o de otros tipos al permitir el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas. Este filtro utiliza dos amplificadores operacionales y dos capacitores para crear una respuesta de filtro de segundo orden con una pendiente de -12dB/octava.

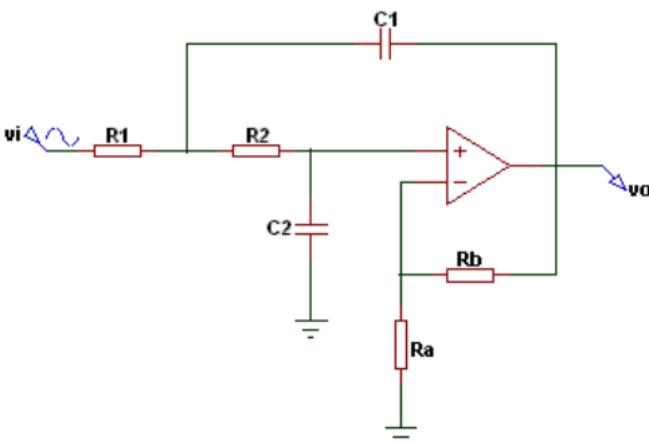


Figura 3. Wilaeba electrónica. (2017). Filtro Pasa bajas Activo de 2do Orden Sallen Key [Gráfica] Disponible en: <https://wilaebaelectronica.blogspot.com>.

Donde se cuenta con una frecuencia de corte de:

$$F_c = \frac{Q(A+1)}{2\pi kRC}$$

Selección del factor de calidad y constante K: Se basan en tablas ya existentes. Donde en la aplicación actuar se usará la aproximación Butterworth, siendo así:

$$Q = 0.7071$$

$$K = 1.0$$

Amplificador sumador inversor: Es un circuito electrónico que se utiliza para sumar y amplificar señales de entrada en una salida única. Este circuito se compone de un amplificador operacional, resistencias y un conjunto de entradas de señal. La señal de entrada se aplica a través de las resistencias al amplificador operacional, que invierte la señal y la amplifica en la salida.

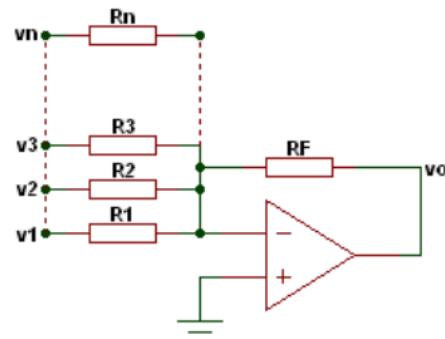


Figura 4. Wilaeba electrónica. (2017). Amplificador sumador inversor: [Gráfica] Disponible en: <https://wilaebaelectronica.blogspot.com>.

El circuito tiene una salida de:

$$V_o = -R_f \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right)$$

4. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

Para Diseñar el circuito de amplificación se realizó diferentes Mediciones de la señal de entrada:

Se realizó mediciones de amplitud con un osciloscopio en la salida de la conexión del micrófono electret con el fin de evitar un recorte de la señal por voltaje de saturación del amplificador, para ello se procede a calcular la Ganancia adecuada recomendada para la etapa de amplificación que es cercano a un valor de 100, como el voltaje de alimentación del opam pensado es de alrededor de 5v o superior, nos da un voltaje máximo en la entrada cercano a los 50 mV, durante las mediciones realizadas en el laboratorio alcanza a medir señales cardíacas cercana a 40 mV.



Figura 5. Tensión de Micrófono en osciloscopio.

Ganancia de la etapa de amplificación:

Una de las decisiones más importantes en la etapa de preamplificación es obtener la mejor SNR (Relación Señal a Ruido) posible, para eso se decide usar un Amplificador de instrumentación (AD620) por tener CMR mayor a 90 dB y la capacidad de eliminar ruido de fuente, ruido térmico y de bajo nivel de ruido flicker, ideal para esta aplicación, la ganancia escogida es de 88 por lo que se calcula la ganancia RG del amplificador.

$$G = \frac{50k\Omega}{RG} + 1$$

$$RG = \frac{50k\Omega}{88-1} = 574 \Omega$$

Se ha decidido utilizar un trimmer en un lugar de una resistencia común con el propósito de calibrar la señal en la etapa de preamplificación así evitando el recorte de esta y su vez otras componentes frecuenciales ajenas a la señal original.

Filtrado de la señal

Para el diseño de la etapa de filtrado es altamente necesario usar un filtro pasa banda para eliminar el ruido del amplificador en baja frecuencia y componentes frecuenciales que aportan poco a la detección de arritmias (menores a 30 Hz) además de eliminar sonidos que superan a los 900 Hz. Debido a la alta sensibilidad del amplificador a ruidos exteriores, se optó por utilizar filtros de segundo orden para aumentar la caída en las frecuencias de corte a -40 dB/década, también se utilizó filtros activos (Butterworth) para mantener la ganancia de la pre-amplificación y con bajo rizado en la banda plana del filtro para no modificar la relación de ganancia a medida que se aumenta la frecuencia. El amplificador adecuado para esta tarea es el (TL084) por su bajo nivel de ruido.

Digitalización de la salida:

Los datos en la salida del amplificador serán medidos por una tarjeta Raspberry Pi Pico, ya que proporciona una resolución de 12 bits, lo que significa que puede convertir una señal

analógica en una señal digital con una precisión de hasta 4096 niveles distintos. Tiene un rango de entrada de 0 a 3,3 voltios también puede realizar conversiones a una velocidad máxima de 500.000 conversiones por segundo y La precisión del ADC es de +/- 1 LSB.

Debido a que tiene un rango de entrada de 0 a 3,3 voltios es necesario centrar la señal a 1.5 Vdc y ubicar pico máximos y mínimos mediante una etapa de amplificación

Digitalización de la señal :

Para realizar la visualización de la señal en software, se debe tener en cuenta los siguientes aspectos:

Memoria SRAM Raspberry pi pico= 264 kB

Resolución= 12 bits

Estos parámetros serán de utilidad, debido a que se implementará una estrategia de muestreo que se basa en almacenar un bus de datos, donde se alojarán las mediciones, para su posterior visualización.

Esta estrategia quita la dependencia de la velocidad de transmisión de datos del microcontrolador con el PC, debido a que el muestreo se hará en base a la longitud del bus de datos, este muestreo dependerá netamente de la frecuencia de operación del microcontrolador .

Al analizar la naturaleza de la señal cardiaca proveniente de la última etapa, se caracteriza el periodo de la señal (Tmax), basándose en las variaciones de amplitud significativas de la señal, por lo que obtiene:

$$T_{max} = 1.5 \text{ ms}$$

$$F_{max} = 666.66 \text{ Hz}$$

Por el teorema de Nyquist se tiene que la frecuencia de muestreo:

$$F_m = 2 * F_{max}$$

$$F_m = 1333.33 \text{ Hz}$$

Por lo tanto se obtiene el periodo de muestreo:

$$T_M = 0.75 \text{ ms}$$

Este periodo de muestreo será implementado en programa encargado de realizar el muestreo de la señal. Con ayuda del IDE thonny.

Es importante tener en cuenta que es un componente que puede ser susceptible a ruido eléctrico, por lo que es necesario proteger las señales analógicas mediante el uso de filtros, es por esta razón que en esta última etapa es necesario añadir un filtro pasa bajas de primer orden que en conjunto con la etapa de filtrado anterior proporciona un filtro pasa bajas de tercer orden.

Otras medidas son las protección para la Raspberry pi es un divisor de tensión a la salida para evitar los picos de saturación que pueda en cualquier momento proporciona el amplificador además de rectificar la parte negativa usando un

diodo schottky por su alta velocidad y poca deformación de la señal.

Para un mejor entendimiento se separa el circuito de 3 etapas. La primera etapa consiste en la pre-amplificación y acondicionamiento de la señal de entrada. La segunda etapa es el filtrado de la señal de pre-amplificación usando un filtro pasa altas en serie de un circuito pasa bajas para así lograr un ancho de banda adecuado para la señal. Por último, está la etapa de Digitalización y ajuste de la señal de salida.

Etapa de preamplificación (primera etapa):

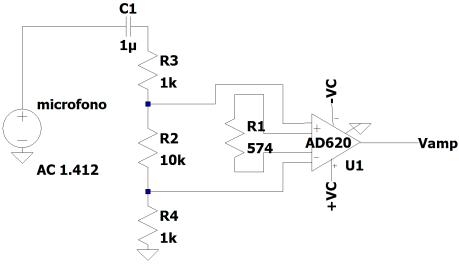


Figura 6. Circuito de la primera etapa

La entrada del micro tiene 3 resistencias en series distribuidas con el fin de eliminar en su máxima medida el ruido térmico y el ruido que pueda proporcionar el micrófono, cuyo costo es solo una pequeña attenuación del 16% de dicha señal.

$$V_{dif} = \frac{10k}{2k+10k} V_{microf} = 0.833 * V_{microf}$$

Ganancia de la primera etapa

$$G = \frac{50k\Omega}{0.574k\Omega} + 1 = 87.1$$

El capacitor de acople funciona como un circuito pasa bajas de primer orden con un corte cercano a los 12 Hz

$$f = \frac{1}{2\pi*C*R} = \frac{1}{2\pi*1uf*12k} = 13.26 \text{ Hz}$$

Etapa de filtrado (segunda etapa)

Filtrado pasa altas para una frecuencia de diseño cercano a 20 Hz

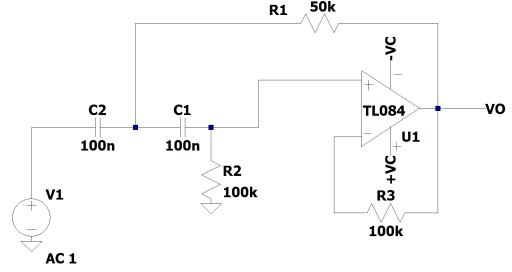


Figura 7. Circuito pasa altas de la segunda etapa.

$$m \approx 0.7071 \rightarrow k = 1$$

$$R1 = \frac{m}{2\pi K F_c C} = \frac{1}{2\sqrt{2}\pi*20*100*10^{-9}} = 56 K\Omega$$

$$R2 = \frac{R1}{m^2} = 2 * 50K = 100K\Omega$$

$$RA = \frac{A R1}{A-1} = \infty$$

$$RB = A R2 = 100K\Omega$$

Filtrado pasa bajas para una frecuencia de diseño cercano a 900 Hz

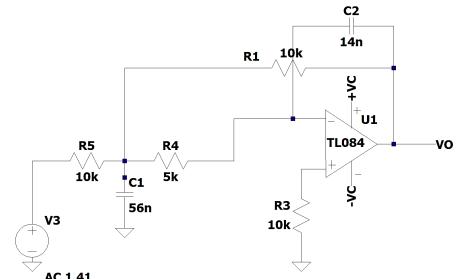


Figura 8. Circuito pasa bajas de la segunda etapa.

$$m \approx 0.7071 \rightarrow k = 1$$

$$f_c = 950$$

$$R1 = \frac{m(A+1)}{\pi K F_c C1} = \frac{2}{\sqrt{2}\pi*950*10^{-6}} = 10 K\Omega$$

$$C2 = \frac{1}{4\pi K F_c Q R3} = \frac{\sqrt{2}}{4\pi*950*10^4} = 11 nF$$

$$R5 = \frac{R3}{A} = 10K\Omega$$

$$R4 = \frac{R3}{A+1} = 5K\Omega$$

$$R3 = 2R2 = 10K\Omega$$

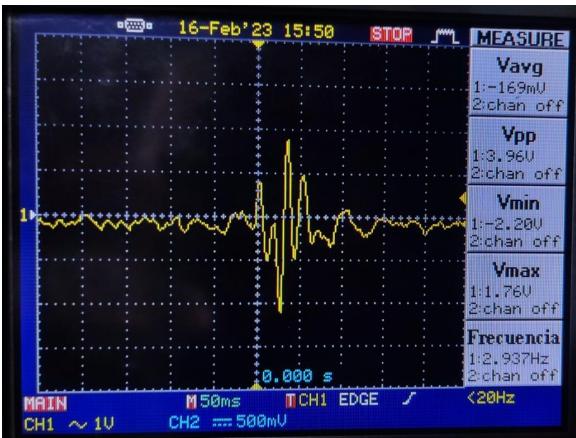


Figura 9. Voltaje medido en la salida de la etapa de filtrado.

Digitalización y ajuste de la señal de salida (cuarta etapa)

Es un amplificador inversor en donde se suman una señal DC producida por un divisor de tensión y una señal CC que es amplificada por la resistencia R2 de la Figura 10. , esta resistencia fija fue reemplazada por un trimmer de 100k y la resistencia R4 de la Figura 10. fue reemplazada por un trimmer de 10K que va permitir ajustar la referencia DC de la señal, y por último en la salida tenemos un divisor resistivo para limitar el voltaje en caso de saturar, también es rectificada para no dejar pasar señales negativas.

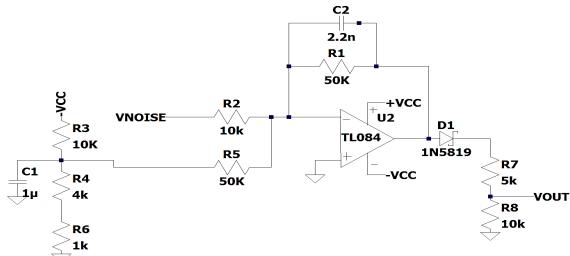


Figura 10. circuito de la tercera etapa.

$$DC = -\frac{50K\Omega}{50K\Omega} \cdot \frac{4.8K\Omega}{10K\Omega+4.8K\Omega} * 0.94 \cdot (-5) = 1.5V$$

$$A = -\frac{50K\Omega}{10K\Omega} = -5V$$

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 5000\Omega \cdot 3.3nF} = 964 \text{ Hz}$$

Finalmente uniendo todas las etapas obtenemos el circuito resultante.

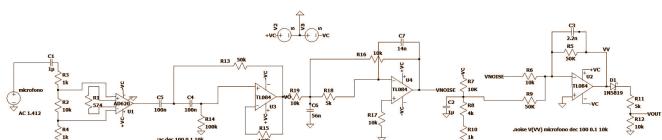


Figura 11. Circuito completo con las 3 etapas.

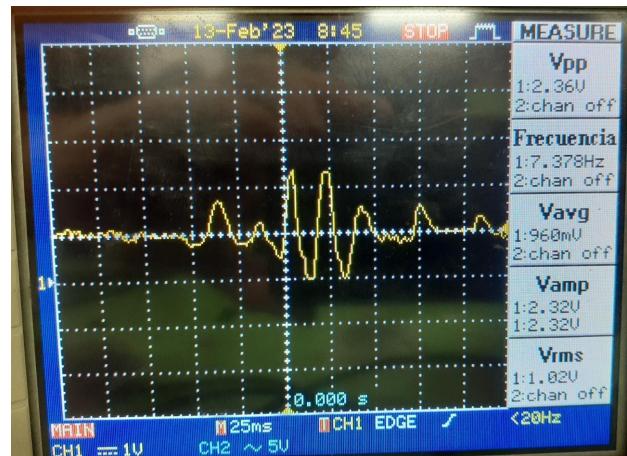


Figura 12. señal de salida del fonocardiograma experimental.

Resultado en matlab de la señal digitalizada

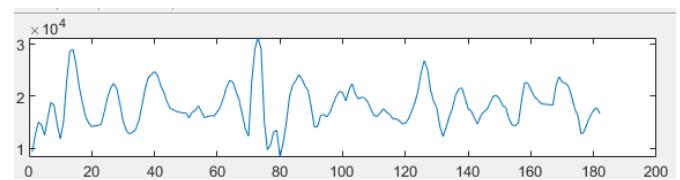


Figura 13. Señal de salida del fonocardiograma experimental.

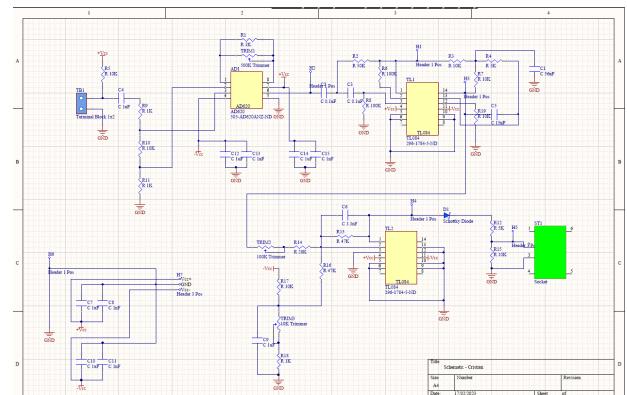


Figura 14. Esquemático del diseño en Altium designer.

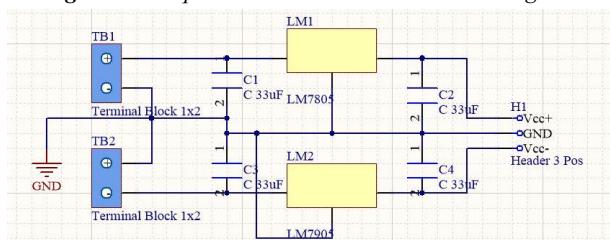


Figura 15. Esquemático de la fuente de alimentación.

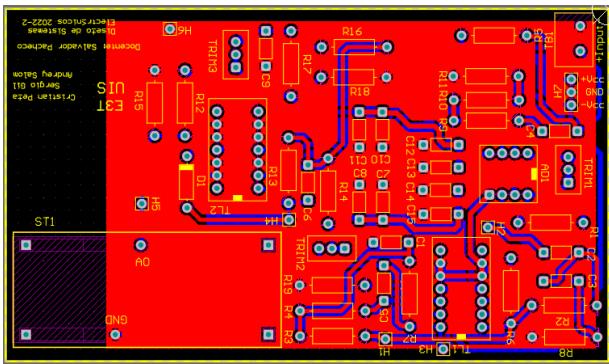


Figura 16. Altium Designer - Capa Superior

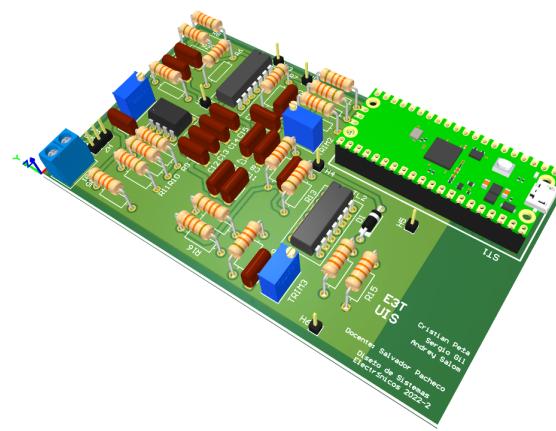


Figura 20. Tarjeta terminada PCB.

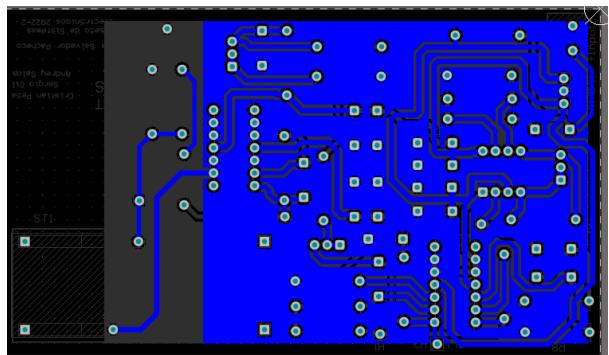


Figura 17. Altium Designer - Capa Superior

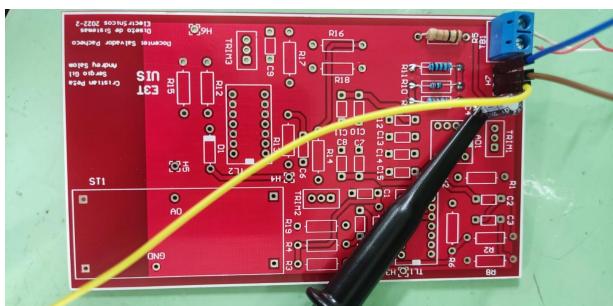


Figura 21. Impresión de la PCB.

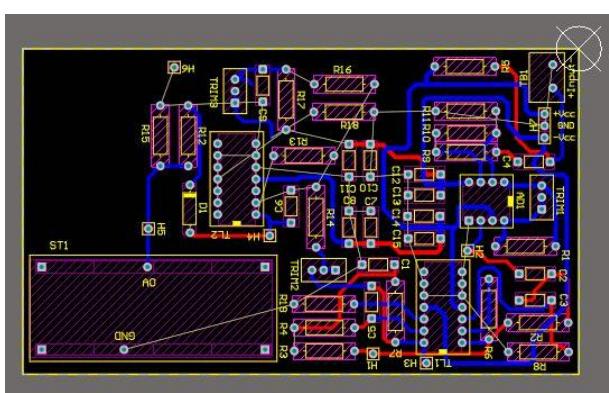


Figura 18. Altium Designer - Pistas Superiores e inferiores

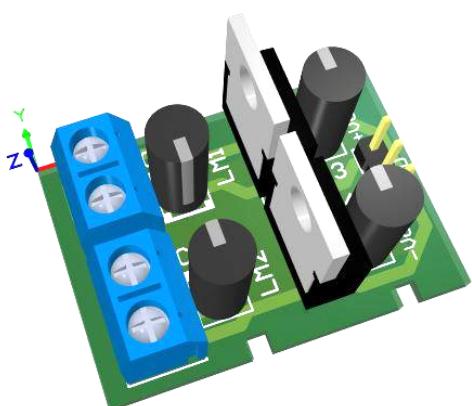


Figura 19. Fuente de alimentación de la PCB 3D.

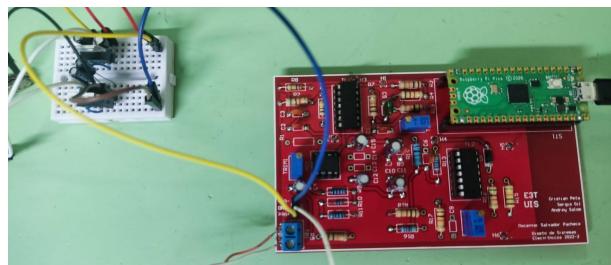


Figura 22. PCB terminada.

En el primer modelo de placa (Figura 23) enviado a fabricar, se tuvo el problema con que la tarjeta reflejaba diferencias de potencial inesperadas, provocando que los amplificadores se saturaran sin posible solución, pese a la ausencia de cortos detectados y verificación exhaustiva del diseño, se atribuyó el problema a micro hilos conductores que posiblemente estaban conectando nodos de la placa. Finalmente se solucionó el problema cambiando de fabricante

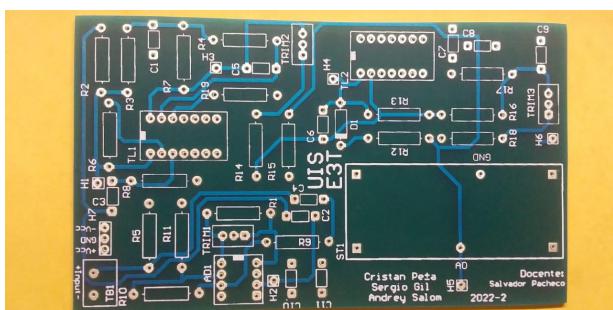


Figura 23. Versión fallida de la PCB.

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Etapa preamplificadora:

En la Figura 24 se puede observar una frecuencia de corte debido al capacitor de acople cercano a 13 Hz por el arreglo de resistencias a la entrada del micrófono para la eliminación del ruido, a su vez eso impide la entrada de las señales a baja frecuencia cuya amplitud es mayor pudiendo llevar rápidamente a saturación por la alta ganancia y así cortar componentes frecuenciales importantes añadiendo armónicos indeseados.

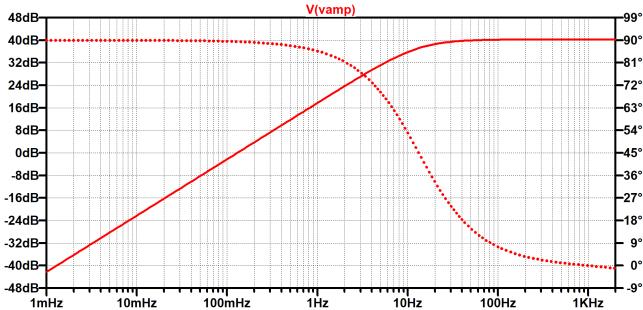


Figura 24. Análisis de frecuencia en la salida de la primera etapa.

En cuanto al ruido vemos que es en su mayoría es de tipo flicker del amplificador en relación con el ruido térmico es casi despreciable por el poco ancho de banda.

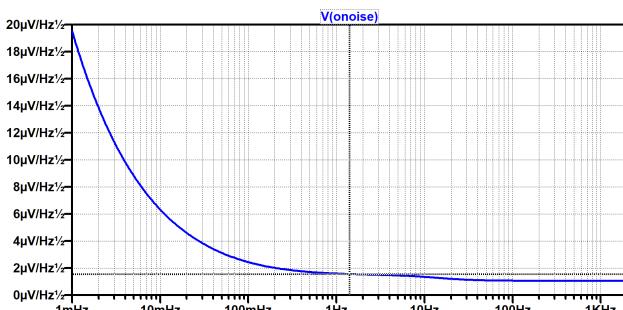


Figura 25. Ruido espectral en la salida de la primera etapa.

El espectro del ruido en la resistencia se ubica de forma diferencial al circuito se ve disminuido por el filtro pasivo en la entrada.

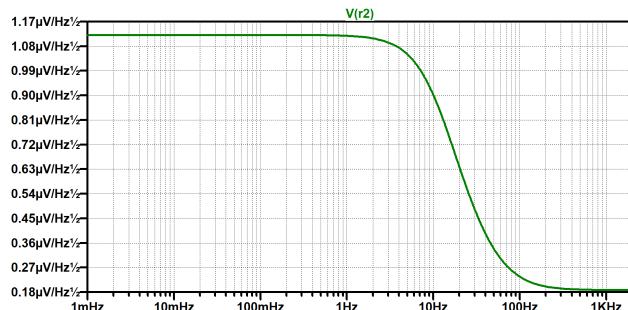


Figura 26. Ruido espectral en la resistencia de 10K ohm primera etapa.

Etapa de filtrado:

Para el filtro pasabajas visto en la Figura 27 Cabe recalcar la frecuencia de corte y la banda plana sin oscilación ideal para este tipo de aplicación mediante la aproximación butterworth y una fase en la salida de 0° .

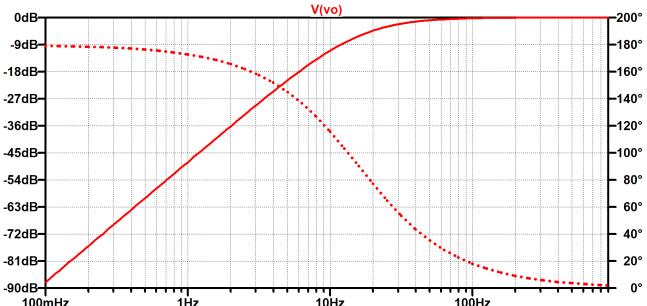


Figura 27. Análisis en frecuencia filtro pasa alta (segunda etapa).

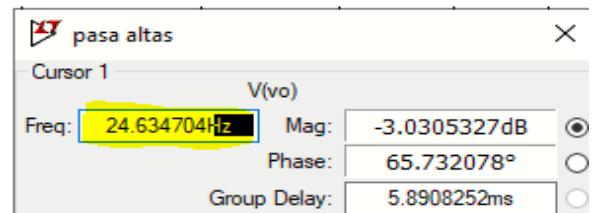


Figura 28. La frecuencia de corte filtro pasa alta (segunda etapa).

A Partir de la frecuencia de corte el ruido del amplificador disminuye de forma exponencial por ser de segundo orden.

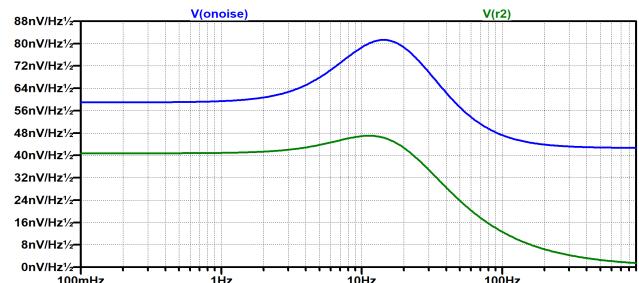


Figura 29. Ruido espectral del filtro pasa alta (segunda etapa).

Para el filtro pasa bajas se observa una fase de 180° en la banda pasante ya que invierte la señal, por esta razón la siguiente etapa es un amplificador inversor.

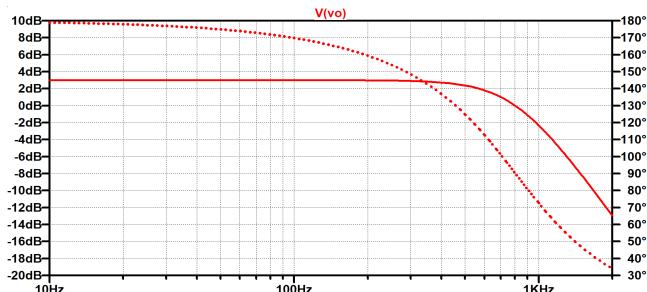


Figura 30. Análisis en frecuencia filtro pasa bajas (segunda etapa).

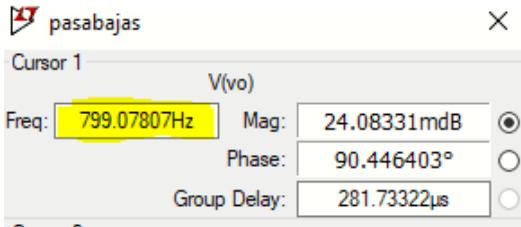


Figura 31. Frecuencia de corte filtro pasa bajas (segunda etapa)

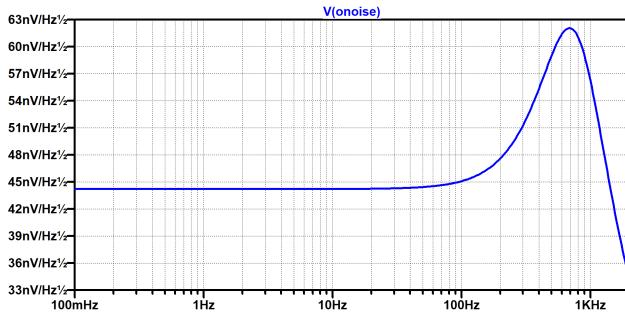


Figura 32. Ruido espectral filtro pasa bajas (segunda etapa).

Etapa de digitalización y ajuste a DAC de microcontrolador

Debido a que en la tercera etapa posee un filtro de primer orden incrementa la caída curva de transición para eliminar de forma inmediata frecuencias externas que puedan afectar la medida y su fase es 180° .

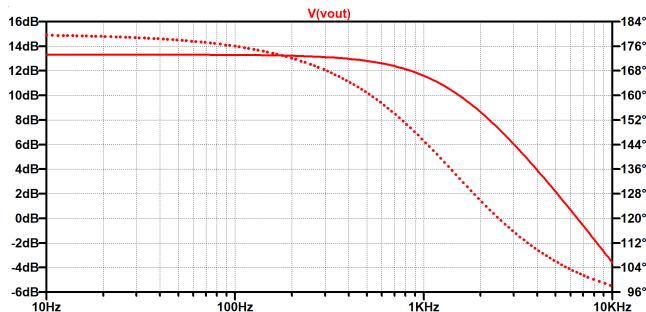


Figura 33. Análisis frecuencia (tercera etapa).

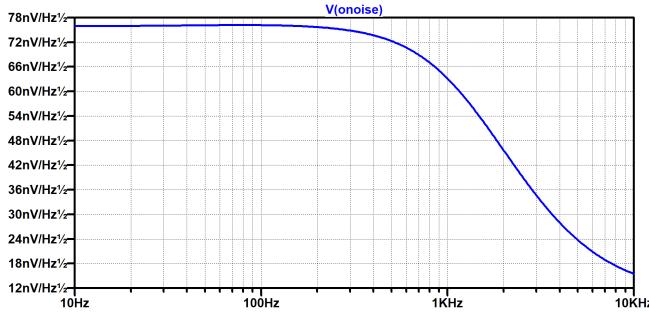


Figura 34. Ruido espectral (tercera etapa).

La unión de todas las etapas nos permite ver muy claramente el orden de los filtros, y la buena estabilidad de ganancia en

la banda pasante y un pequeño desfase da la señal que varía de -10° a -30° .

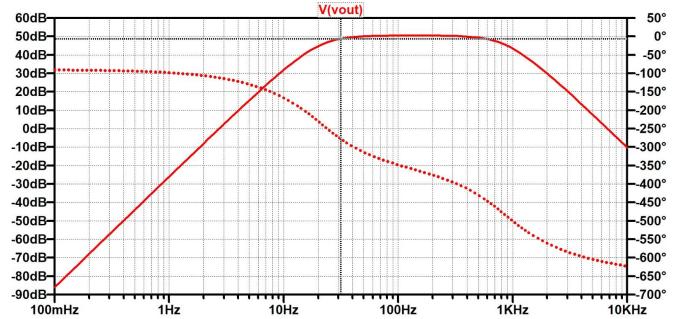


Figura 35. Análisis frecuencial del circuito total.

El ruido espectral en el ancho de banda es de forma semicuadrada limitada por dichos filtros aplicados, permitiendo hallar la integral de forma sencilla por su simetría geométrica aproximando al área de un cuadrado.

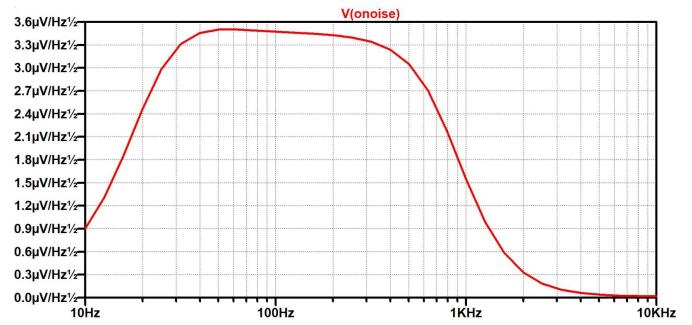


Figura 36. Ruido espectral (Total).

$$SNR = \frac{SEÑAL}{RUIDO} = 20\log\left(\frac{(1.2)}{3.6\mu B}\right)^2 = 53 dB$$

$$SNR = \frac{SEÑAL}{RUIDO} = 20\log\left(\frac{150 mVRMS}{9.62 mVRMS}\right) = 23.8 dB$$

Ahora se realiza una simulación en el tiempo comparando la señal de entrada al micrófono con respecto a la salida aumentando la ganancia en la última etapa para una señal pequeña de amplitud de 1 mV para probar su funcionamiento

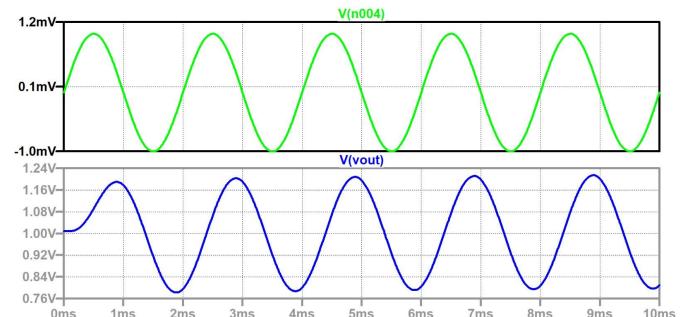


Figura 37. Comparación de la señal del micrófono o la señal de salida del fonocardiograma en el tiempo..

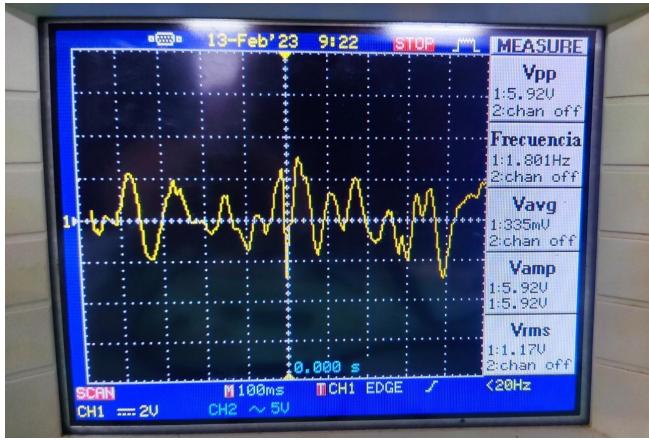


Figura 38. Salida de Preamplificación.

Esta etapa se evidencia la Preamplificación, donde al no haber filtrado señales, captta todo el sonido ambiente.

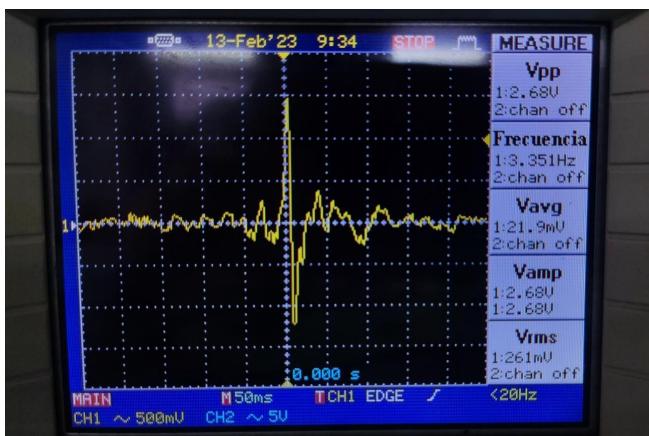


Figura 39. Salida Pasa banda.

Se observa que la señal resultante del filtrado pasa banda, deja pasar las frecuencias de interés, entre [20 Hz - 900 Hz]. Donde se evidencian las componentes de una señal cardiaca.

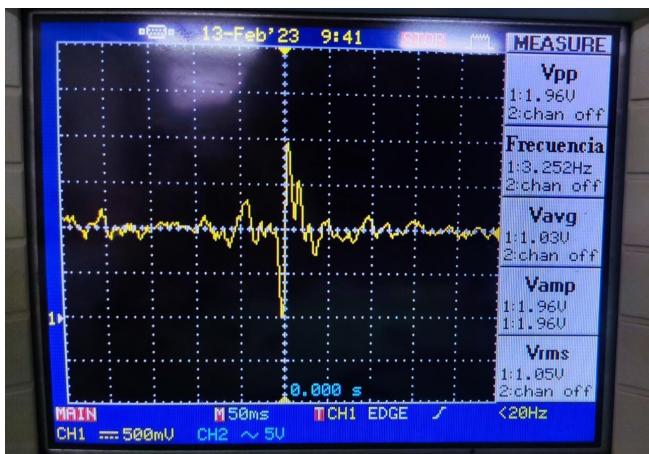


Figura 40. Salida Final

En esta última etapa se evidencia la adecuación del nivel DC para ser captada por un microcontrolador. Manteniendo las características de la anterior etapa.

6. Conclusiones

Se logró obtener un diseño funcional que cumple con las características de recepción adecuada en función del espectro donde se encuentra la información requerida para captar correctamente la señal.

Las especificaciones de ruido entregadas por el fabricante para los elementos amplificadores permite distinguir si es un dispositivo que servirá o no para las frecuencias de operación a las que se someterá.

La implementación de circuitos adicionales (Bancos de capacitores) para proteger a los amplificadores de tensiones inusuales de operación, mejora significativamente la estabilidad de la señal y la consistencia con cálculos teóricos.

El análisis cuantitativo referente a especificaciones de los elementos, permite limitar los parámetros de diseño. Esto se evidencia en los valores de frecuencia asociados en parte a capacitancias comerciales y regiones de operación aptas para amplificadores.

El amplificador diseñado ofrece una buena relación señal a ruido, alta ganancia de salida con poca variación de fase, gran estabilidad en la banda pasante y amplio margen de mejora para futuros diseños si se decide realizar con tecnología de montaje superficial.

Referencias

- [1] James Alexander Olarte Pedraza, "Diseño Y Construcción De Un Prototipo De Fonocardiógrafo", Universidad De San Buenaventura, 2007, pp. 59-128.
- [2] Wilaeba Electrónica, "Wilaeba Electrónica,"2018. [En línea]. Disponible en: <https://wilaebaelectronica.blogspot.com>.
- [3] Sedra Smith, "Microelectronic Circuits" 7 Ed Universidad de Oxford, 2015