

**Universidad Católica “Nuestra Señora de la
Asunción”
Facultad de Ciencias y Tecnologías
Departamento de Informática y Electrónica**



Procesamiento de Señales Digitales

Trabajo Final:

**Estetoscopio electrónico utilizando filtros
digitales**

Profesor: Enrique Vargas

Alumnos:

Esteban Gamarra
Pablo Idoyaga

Segundo Semestre 2021 – Cuarto Curso

Asunción – Paraguay

Índice

Introducción.....	1
Trasfondo.....	2
Implementación de la solución.....	10
Cálculos Teóricos.....	10
Cálculos Experimentales.....	25
Conclusiones.....	32
Datasheets.....	33

Introducción

En el siguiente trabajo se desarrollará el circuito y software correspondiente a un estetoscopio electrónico, el estetoscopio deberá presentar tres formas de funcionamiento siguiendo las características de los estetoscopios Littmann, el modo campana (bajas frecuencias) que asemeja el mismo funcionamiento que su contraparte tradicional, el modo de membrana que también asemeja al de su contraparte tradicional (altas frecuencias) y por último un modo de rango extendido (bajas y altas frecuencias) para una medición más arbitraria necesaria para ciertos casos como ruidos peristálticos (intestinos) y periféricos al abdomen.

En el desarrollo se explicarán las pautas para la selección de componentes, los procesos y las metodologías de corrección para mejorar los resultados y al final se llegará una conclusión final correspondientemente a lo aprendido en la experiencia.

Trasfondo

¿Qué es un estetoscopio?

Un estetoscopio, también llamado fonendoscopio, es un aparato acústico utilizado en la medicina, enfermería, fonoaudiología y veterinaria para escuchar los sonidos internos del cuerpo, específicamente en la caja torácica. El modo de funcionamiento fundamental de este aparato es el de la amplificación de los sonidos naturales obtenidos del cuerpo mediante la amplificación de las vibraciones captadas por el aparato mediante la resonancia.

¿Cuáles son sus funciones?

Las funciones del estetoscopio es distinguir los distintos sonidos de la caja torácica a modo de dar un diagnóstico siguiendo ciertos parámetros procedimentales.

Para las mediciones se pueden distinguir 4 puntos de interés; nivel cardíaco, presión arterial y soplos, nivel pulmonar, para diagnosticar condiciones como sibilancias (chillidos de pecho), roncus (ronquidos), estridor y estertores, nivel abdominal, para ruidos peristálticos (intestinos), nivel periférico, para sonidos arteriales sobre todo.

Auscultación

La auscultación es la técnica en sí que se realiza al utilizar el estetoscopio, como ya se había mencionado anteriormente, este se enfoca en 4 áreas, y para las dos áreas principales, la cardíaca y pulmonar, se pueden observar los siguientes puntos para las mediciones:

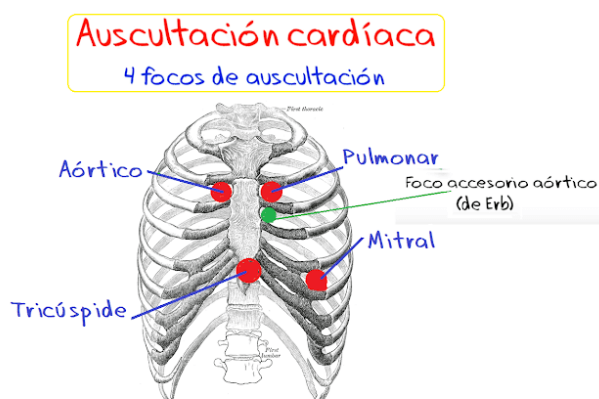


Figura 1: Auscultación cardíaca

Con los focos:

Aórtico: Inmediatamente a la derecha del esternón. Este foco permite identificar ruidos que se generan en relación a la válvula aórtica.

Pulmonar: inmediatamente a la izquierda del esternón. Este foco permite identificar los ruidos que se generan en relación a la válvula pulmonar.

Mitral: Se ubica en el ápex del corazón, este foco permite obtener una idea global del funcionamiento del corazón así como reconocer bien el primer y segundo ruido.

Tricúspide: Se ubica a la misma altura que la zona mitral pero hacia el esternón, permite identificar ruidos de la válvula tricúspide

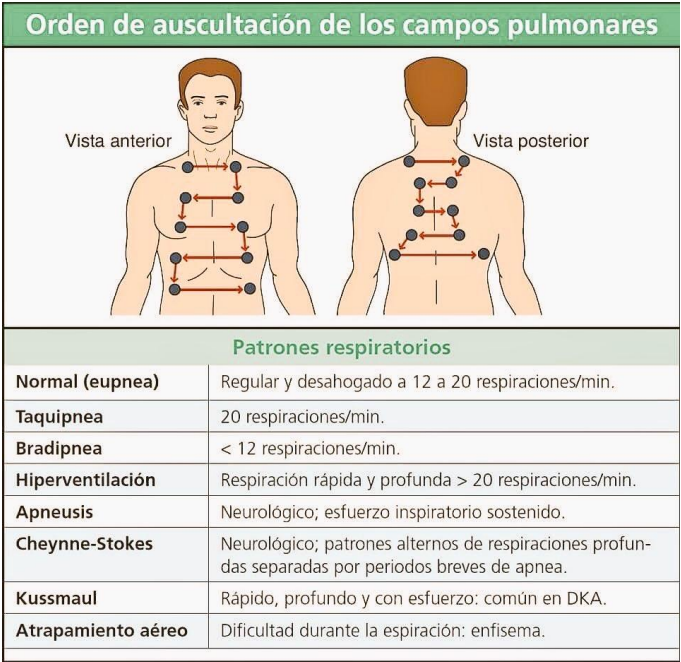


Figura 2. Auscultación pulmonar

Nomenclatura	Características	Localización	Frecuencia	Enfermedades asociadas
<i>Ruidos normales</i>				
Ruido traqueal	Timbre tubular, hueco. Inspiración y espiración	Escotadura esternal o región cervical lateral	100-5,000 Hz	
Murmullo pulmonar	Suave Inspiración y fase inicial de espiración	Mayor parte del tórax	100-1,000 Hz	
<i>Ruidos anormales</i>				
<i>Continuos</i>				
Estridor	Tono agudo de alta intensidad Inspiración, puede ser bifásico (> 250 ms)	Mayor en cuello, se irradia a tórax	> 500 Hz	Laringitis aguda Laringomalacia Epiglotitis Anafilaxia Parálisis cordal
Sibilancias	Tonalidad aguda Espiración, puede ser bifásico (> 80 ms)	Mayor parte del tórax Se transmiten a la boca	> 400 Hz	Asma y EPOC Cuerpo extraño Anillos vasculares Tumores
Roncus	Tonalidad grave Espiración, puede ser bifásico (> 80 ms)	Mayor parte del tórax	≈ 150 Hz	Asma Bronquiolitis
<i>No continuos</i>				
Crepitaciones finas	Ruido explosivo, corto (≈ 5 ms) Presente al final de inspiración	Mayor parte del tórax No se transmiten a la boca	≈ 650 Hz	Bronquiolitis Neumonía Fibrosis pulmonar
Crepitaciones gruesas	Ruido de estallido, alta intensidad Presente ambas fases (≈ 15 ms)	Mayor parte del tórax Se transmite a la boca	≈ 350 Hz	Bronquiectasias Bronquitis aguda Traqueotomía
Frote pleural	Explosivo Presente en ambas fases	Bases pulmonares y región axilar	< 350 Hz	Pleuritis Empema pleural

Figura 3. Diagnóstico de la auscultación pulmonar

Partes del estetoscopio

Membrana o Diafragma: es la parte circular y la superficie plana que compone al disco de platino fino, su modo de funcionamiento es captar las vibraciones del cuerpo y hacerlas resonar para conseguir el sonido deseado. Facilita la auscultación del paciente permitiendo escuchar fácilmente diferentes sonidos simplemente ajustando la presión sobre la campana. El lado más grande del diafragma se utiliza para pacientes adultos, mientras que la de menor diámetro se utiliza para los pacientes pediátricos o delgados.

La campana: Tiene forma de cuenco y suele estar rodeada por un anillo de goma, transmite sonidos de baja frecuencia. Los sonidos cardíacos y vasculares son auscultados utilizando la campana. Algunos modelos de fonendos tienen una campana unilateral con un diafragma armonioso. Otros tienen una campana de dos caras con un diafragma en un lado y una campana en el otro. Este al igual que el diafragma capta los sonidos mediante resonancia de las vibraciones.

Ojivas: estos elementos metálicos tienen forma de arco para que este ángulo permita que las olivas se adapten bien a los oídos.

Muelle: se encarga de ajustar la tensión entre las ojivas.

Manguera: es el tubo que conecta los arcos metálicos con el receptor de auscultación. Está realizada en polivinilo, es bastante flexible y tiene una longitud de 30 a 40 centímetros. Su diseño permite que las ondas de sonido lleguen con mucha más intensidad al oído. Las paredes interiores de la manguera son rígidas y gruesas, para impedir que se mezclen sonidos del instrumento con el sonido que producen los órganos del

Olivas: Las olivas son las piezas que se introducen dentro del oído como si fuesen auriculares, habitualmente son de goma o plástico Su finalidad es escuchar los sonidos que produce el cuerpo del paciente. Están pensadas para reducir o eliminar el ruido externo y de esta manera realizar un diagnóstico más preciso.

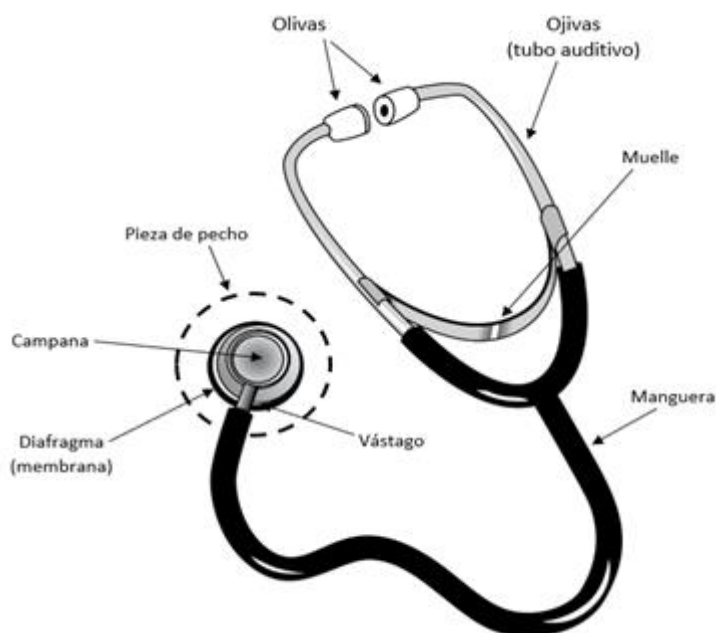


Figura 5. Partes del estetoscopio

Modo de lectura del estetoscopio y forma característica de la onda cardíaca

Para entender qué es lo que se está midiendo primero hay que explicar brevemente el funcionamiento del latido del corazón.

Cada ciclo cardíaco tiene una fase diastólica (también llamada diástole) que se da cuando las cámaras cardíacas están en estado de relajación y se llenan con sangre proveniente de las venas. También, una fase sistólica (también llamada sístole) donde las cámaras cardíacas se contraen y bombean la sangre hacia los pulmones y la periferia por medio de las arterias. Tanto las aurículas como los ventrículos experimentan estados alternados de sístole y diástole. En otras palabras, cuando las aurículas están en diástole, los ventrículos están en sístole y viceversa.

Así se deben diferenciar 4 ruidos:

Primer sonido (S1): Este ruido corresponde a un sonido que se produce al cerrarse las válvulas mitral y tricúspide. El cierre de ambas válvulas tiende a ser al unísono, pero ocasionalmente se puede escuchar en este ruido un desdoblamiento. El primer ruido se escucha mejor hacia el ápex, aunque, por su intensidad, normalmente se escucha en toda el área precordial.

Cuando existe dificultad para reconocer el primer ruido, conviene tomar el pulso de una arteria ya que el primer ruido ocurre al comienzo del latido (sístole).

Segundo sonido (S2): Este ruido corresponde al sonido que se genera cuando se cierran las válvulas aórtica y pulmonar. El ruido normalmente se desplaza un poco con la respiración: al final de la respiración tiende a escucharse al unísono, pero en una inspiración profunda, el cierre de la válvula pulmonar se retrasa (desdoblamiento fisiológico del segundo ruido).

El segundo ruido se ausculta con más claridad en la base del corazón (foco pulmonar y aórtico). La intensidad del ruido aumenta si existe hipertensión arterial o pulmonar. En cambio disminuye cuando no cierran bien los velos de las válvulas (insuficiencia valvular).

Tercer sonido (S3): Este ruido ocurre al comienzo de la diástole, después del segundo ruido. Se escucha en algunas insuficiencias cardíacas, aunque se puede encontrar en condiciones fisiológicas en muchos niños, en adultos jóvenes y en el tercer trimestre de un embarazo. Ocasionalmente, la secuencia del primer, segundo y tercer ruido producen una cadencia parecida al galope de un caballo: se conoce como galope ventricular, y se presenta en algunas insuficiencias cardíacas.

Cuarto sonido (S4): Este ruido se escucha inmediatamente antes del primer ruido, en el momento de la contracción de las aurículas. Se puede escuchar en pacientes con hipertensión arterial o insuficiencia cardíaca. Ocasionalmente se puede escuchar en condiciones normales en atletas o en personas mayores. Si existe una fibrilación auricular, no puede haber cuarto ruido. También se puede producir una cadencia de galope entre el primer, cuarto y segundo ruido (galope auricular).

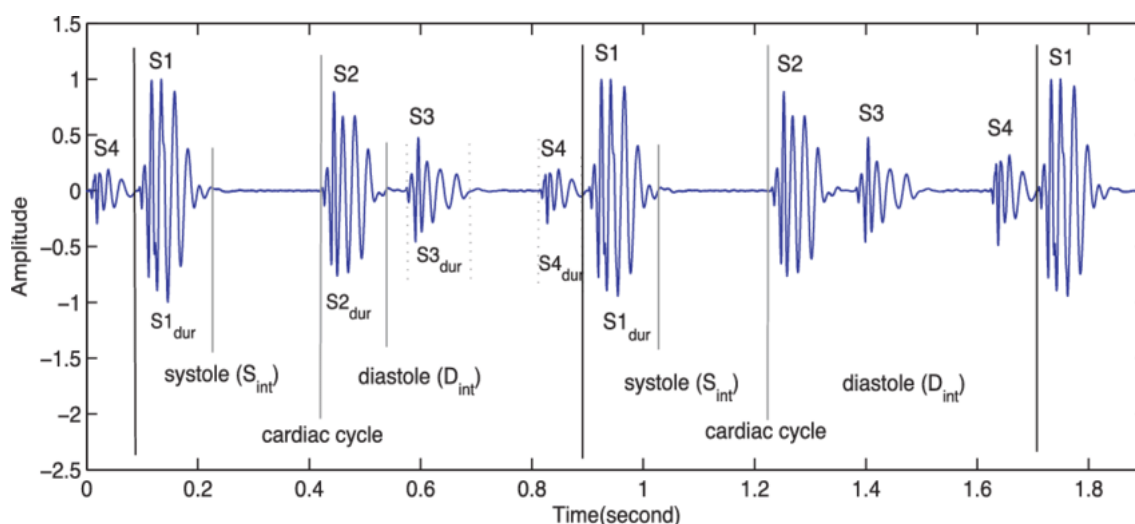


Figura 6. Sonidos característicos del corazón S.

El estetoscopio electrónico

El estetoscopio electrónico tiene el mismo funcionamiento que su contraparte tradicional con algunas claras diferencias, como lo es la toma de muestras, la cual en vez de usar la campana y el diafragma se utiliza un único sensor piezoeléctrico para tomar las muestras, y ya que las mediciones se hacen con un solo elemento, este tiene la capacidad de sintonizarse según necesidad.

Ventajas del estetoscopio electrónico

El estetoscopio presenta varias ventajas frente a su contraparte tradicional, entre ellas las más relevantes son:

- Mejor resolución
- Mejor sintonización para frecuencias específicas
- Mejor y más controlada amplificación de la señal

- Regulación del volumen de los auriculares
- Capacidad de escuchar y visualizar la señal al mismo tiempo

Comparación de rangos de trabajo, estetoscopio tradicional y electrónico, ambos marca Littmann (los mejores a nivel mundial)

Frecuencias bajas:

Campana: 0-500 Hz

Electrónico Littmann: 20-1000 Hz, con énfasis entre 20-200 Hz

Frecuencias altas:

Diafragma: 0-2000/3000 Hz

Electrónico Littmann, modo diafragma: 20-2000 Hz con énfasis entre 100-500 Hz

Rango total de frecuencias:

Tradicional Littmann : 0 – 3000 Hz

Tradicionales (no Littmann) : 0-5000 Hz

Electrónico Littmann, modo de rango extendido: 20-2000Hz con énfasis en 50-100 Hz

Rango de frecuencias

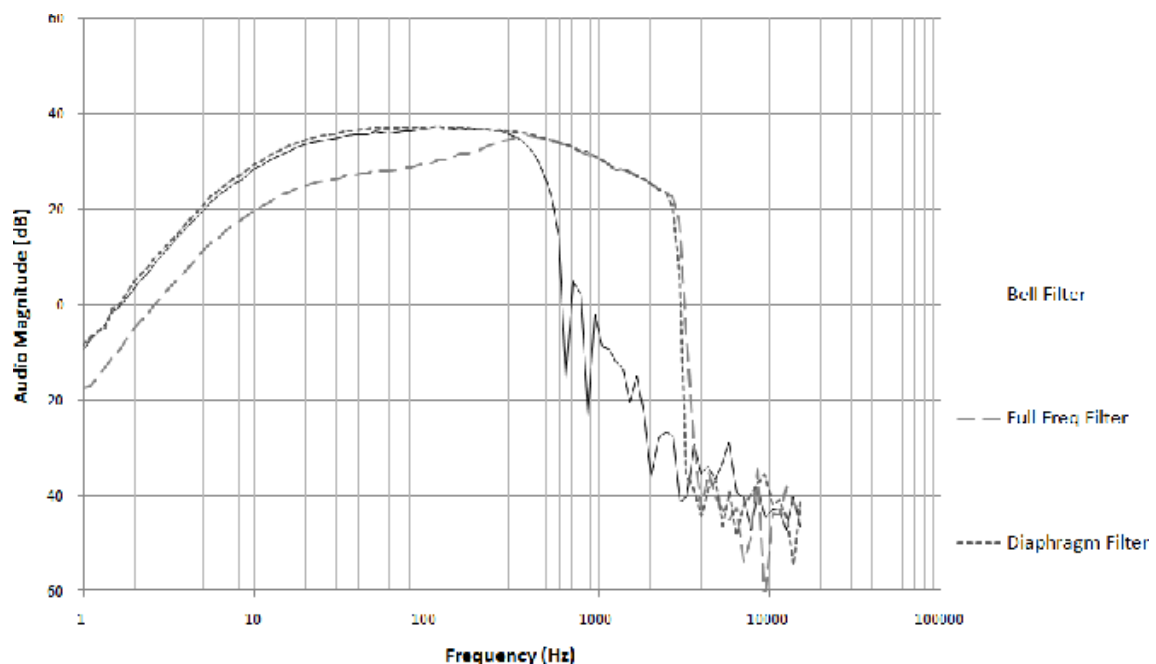


Figure 9: Measured frequency response of audio

Figura 7. Frecuencias tomadas con un estetoscopio electrónico

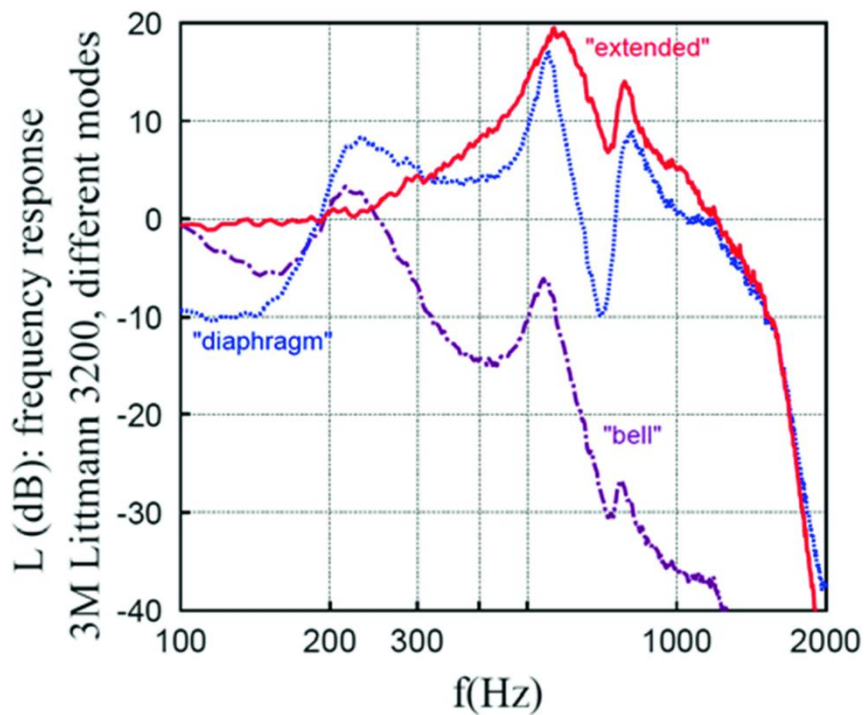


Figura 8. Frecuencias tomadas con un estetoscopio electrónico de Littmann

Implementación de la solución

Se pide fabricar un estetoscopio electrónico con por lo menos dos funcionalidades, deseablemente tres, que utilice como solución los métodos y técnicas desarrolladas durante la cátedra, específicamente la implementación de filtros digitales en conjunto con la herramienta Psoc.

Primeramente hay que dividir el trabajo en etapas, entender cuál será la función de cada etapa y luego ir desarrollando las soluciones a cada etapa. Se propone siguiendo lo aprendido en clase una estructura de; pre-filtrado, pre-amplificación, conversión analógica a digital, filtrado digital, conversión digital a analógica, circuito adaptativo para osciloscopio y auricular.

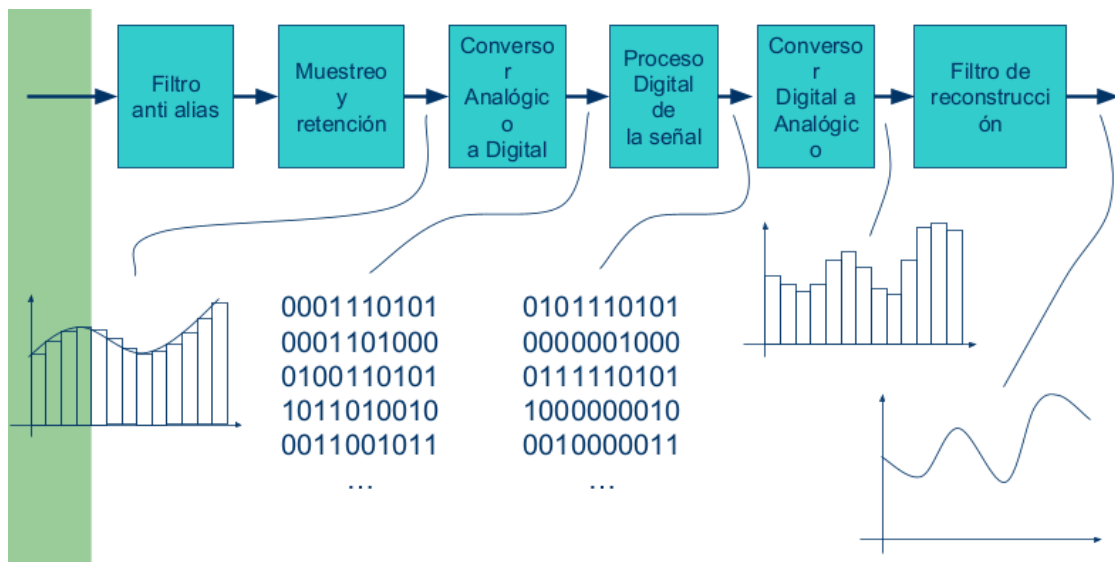


Figura 9. Modelo de bloques para la resolución del problema, del Classroom

Cálculos Teóricos

Pre-filtrado

Para la sección de pre-filtrado decidimos diseñar filtros activos paso bajos y paso altos que delimiten la señal total de nuestro sensor piezoeléctrico a un rango de 20-5000 Hz, este rango se escogió debido a que si bien los estetoscopios de Littmann utilizan menos de la mitad de esta frecuencia, el rango de los estetoscopios tradicionales y algunos estetoscopios electrónicos utilizan frecuencias más amplias. Luego con los filtros digitales delimitamos mejor estos rangos a modo de acercarnos a las configuraciones que utiliza el Littmann.

Filtro pasa altos activo de segundo orden a 20 Hz

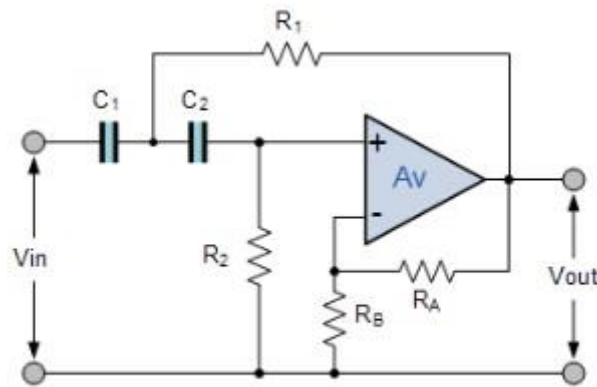


Figura 10. Modelo de diseño de filtro pasa altos

Ecuaciones de diseño:

$$Ganancia = 1 + \frac{R_a}{R_b}$$

Ra y Rb = 0 para ganancia unitaria

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Con la condición de $R_2 = 2R_1$

Utilizamos el valor de $R = 390k$, entonces $R_2 = 820k\Omega$, para el valor comercial más cercano

$$20Hz = \frac{1}{2\pi\sqrt{(390 \cdot 820) \cdot 10^6 C_1 C_2}}$$

Luego utilizando la relación $C_1 = 2C_2$, hacemos $C_2 = 10nF$, entonces $C_1 = 20nF$. Con su valor comercial más cercano $22nF$

Ahora hallamos la frecuencia real de corte

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(390.820) \cdot 10^6 \cdot 22 \cdot 10^{-18}}} = 18.974 \text{ Hz}$$

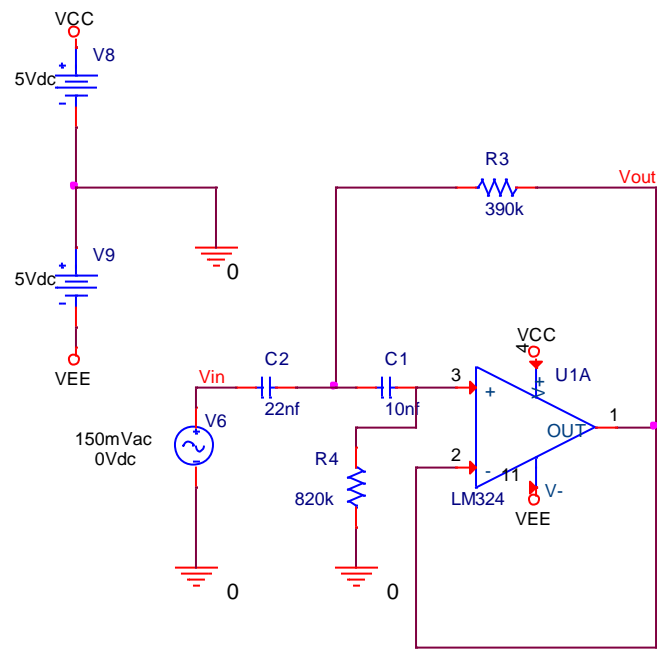
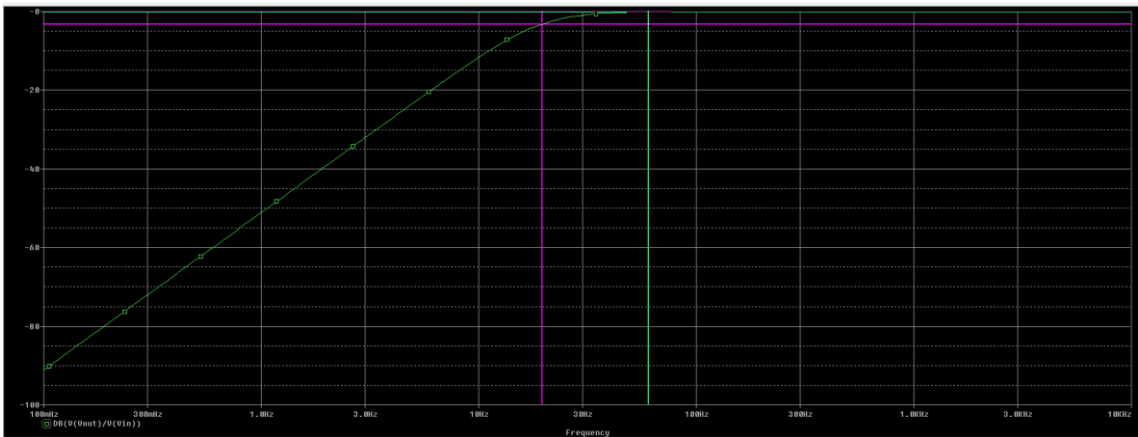


Figura 11.Modelo del filtro pasa altos en el Spice



	Trace Color	Trace Name	Y1	Y2	Y1 - Y2	Y1(Cursor1) - Y2(Cursor2)	-3.0594			
		X Values	19.595	60.381	-40.786	Y1 - Y1(Cursor1) Y2 - Y2(Cursor2)	Max Y	Min Y	Avg Y	
	CURSOR 1,2	DB(V(Vout)/V(Vin))	-3.1960	-136.560m	-3.0594	0.000	0.000	-136.560m	-3.1960	-1.6663

Figura 12. Frecuencia de corte para el filtro pasa altos

Filtro pasa bajos 5000 Hz

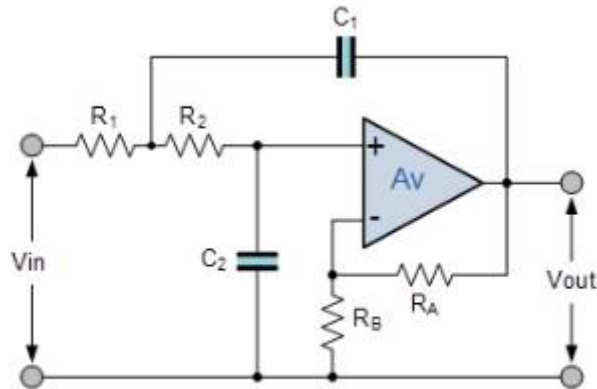


Figura 13. Modelo de diseño de filtro pasa bajos

Ecuaciones de diseño:

$$Ganancia = 1 + \frac{R_a}{R_b}$$

Ra y Rb = 0 para ganancia unitaria

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Luego utilizando la misma relación que con el paso altos para resistencias $R_2 = 2R_1$ y la relación inversa para las capacitancias $C_1 = 2C_2$, hacemos $C_2 = 1\text{nF}$, entonces $C_1 = 2\text{nF}$. Con su valor comercial más cercano 2.2nF

Luego elegimos un valor comercial arbitrario para R_1 mayor a $10\text{k}\Omega$ y menor a $100\text{k}\Omega$ de la menor magnitud posible para mantener el mismo orden de capacitancias que el paso bajos, en el paso altos, tenemos para elegir $12\text{k}\Omega$, $15\text{k}\Omega$ o $18\text{k}\Omega$.

Probamos con $12\text{k}\Omega$, $15\text{k}\Omega$ y $18\text{k}\Omega$:

$$5000\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(12 \cdot R_2) \cdot 10^6 \cdot 1.2 \cdot 2 \cdot 10^{-18}}} \rightarrow R_2 = 38.37\text{k}\Omega$$

$$5000\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(15 \cdot R_2) \cdot 10^6 \cdot 1.2 \cdot 2 \cdot 10^{-18}}} \rightarrow R_2 = 30.70\text{k}\Omega$$

$$5000\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(18 \cdot R_2) \cdot 10^6 \cdot 1.2 \cdot 2 \cdot 10^{-18}}} \rightarrow R_2 = 25.58\text{k}\Omega$$

Por medio de aproximación hallamos que el valor entero sin decimales más cercano al que llegamos es $R1 = 16\text{k}\Omega$ y $R2 = 30\text{k}\Omega$.

Ahora con nuestros nuevos valores, hallamos la frecuencia real de corte, el cual es un valor bastante aproximado al que queremos. Decidimos tener mayor precisión a la hora de elegir los componentes que la frecuencia de corte exacta para este filtro paso altos, ya que superamos por mucho las frecuencias que utiliza el estetoscopio Littmann.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(16.30) \cdot 10^6 \cdot 2,2 \cdot 10^{-18}}} = 4897,65481 \text{ Hz}$$

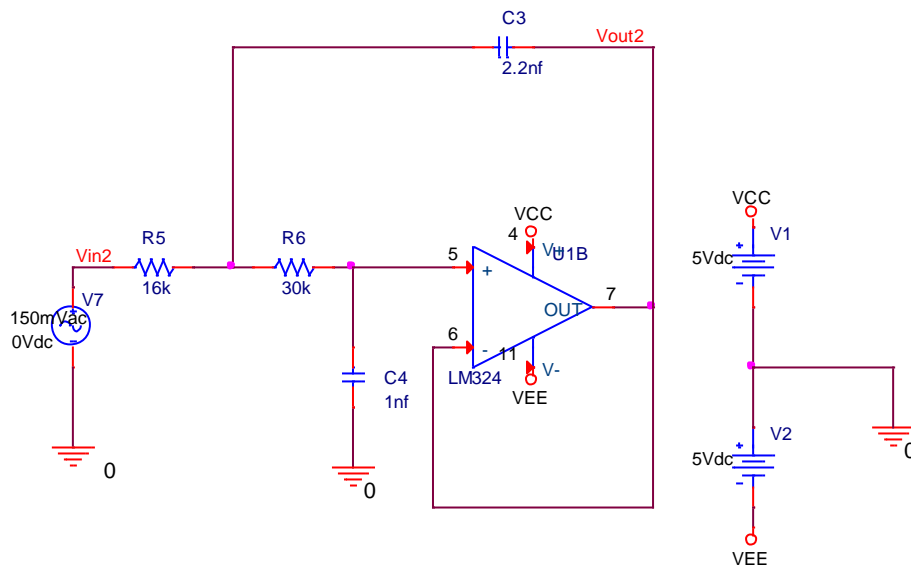
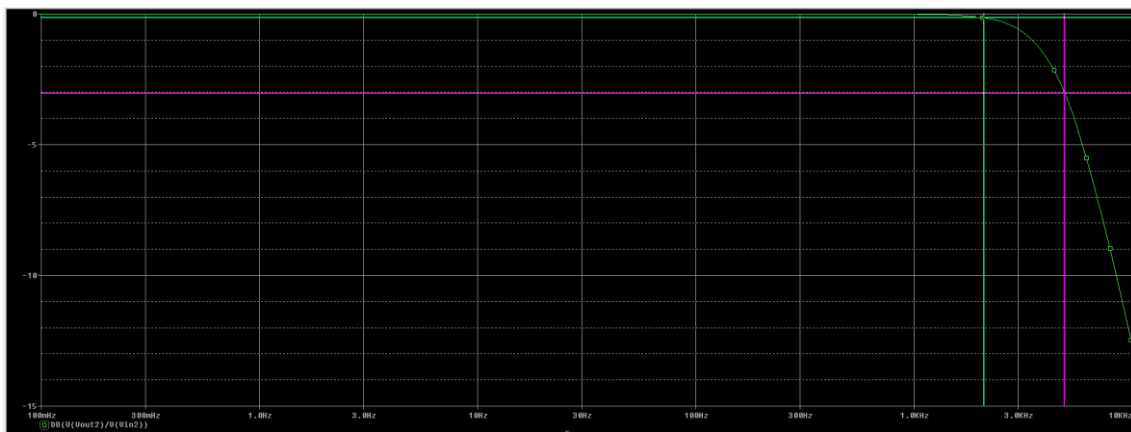


Figura 14. Modelo del filtro pasa bajos en el Spice



Trace Color	Trace Name	Y1	Y2	Y1 - Y2	Y1(Cursor1) - Y2(Cursor2)	-2.8927			
X Values		4.8988K	2.0952K	2.8036K	Y1 - Y1(Cursor1)	Y2 - Y2(Cursor2)	Max Y	Min Y	Avg Y
CURSOR 1,2	DB(V(Vout2)/V(Vin2))	-3.0374	-144.728m	-2.8927	0.000	0.000	-144.728m	-3.0374	-1.5911

Figura 15. Frecuencias de corte para el filtro pasa bajos

Ambos filtros combinados

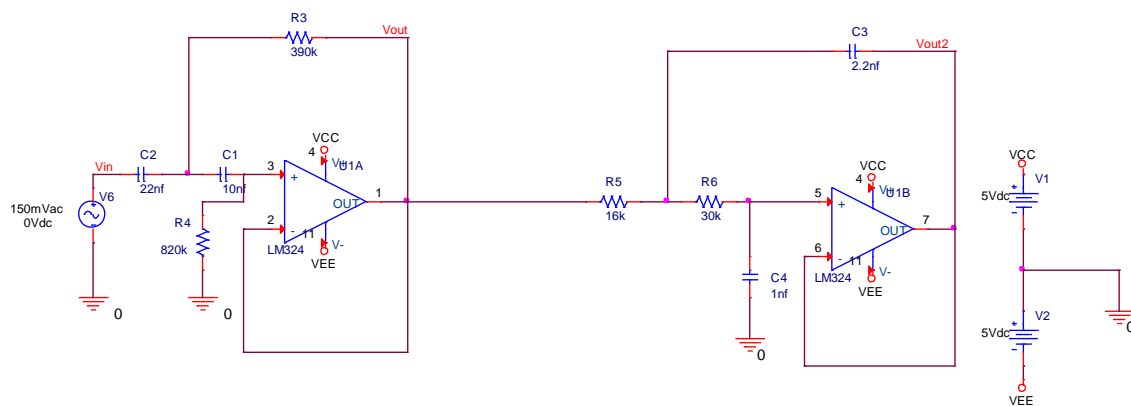
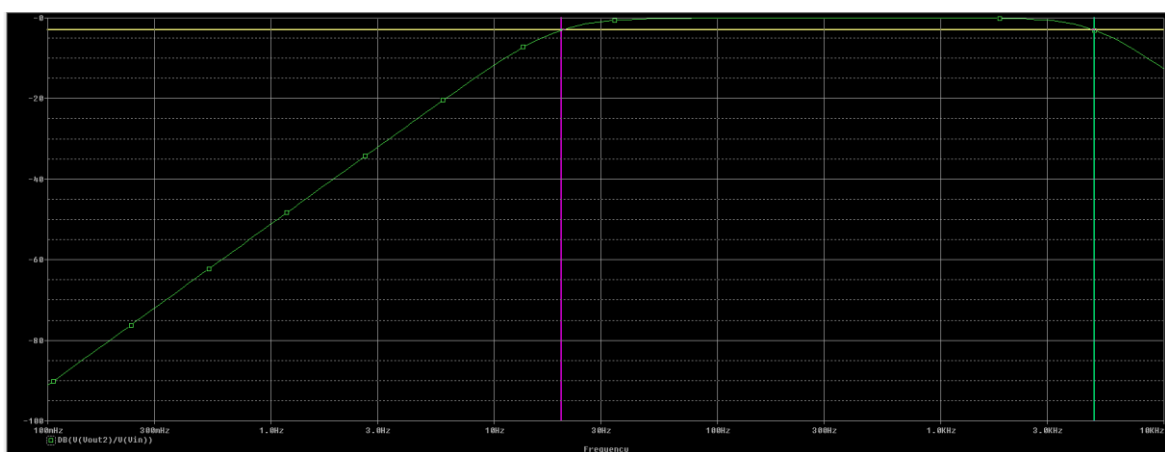


Figura 16. Modelo de ambos filtros en el Spice



Trace Color	Trace Name	Y1	Y2	Y1 - Y2	Y1(Cursor1) - Y2(Cursor2)	-41.311m				
X Values		19.979	4.8776K	-4.8576K	Y1 - Y1(Cursor1)	Y2 - Y2(Cursor2)	Max Y	Min Y	Avg Y	
CURSOR 1,2	DB(V(Vout2)/V(Vin))	-3.0450	-3.0037	-41.311m	0.000	0.000	-3.0037	-3.0450	-3.0244	

Figura 17. Respuesta en frecuencia, ganancia para ambos filtros combinados

Circuito de la fase de pre-amplificación.

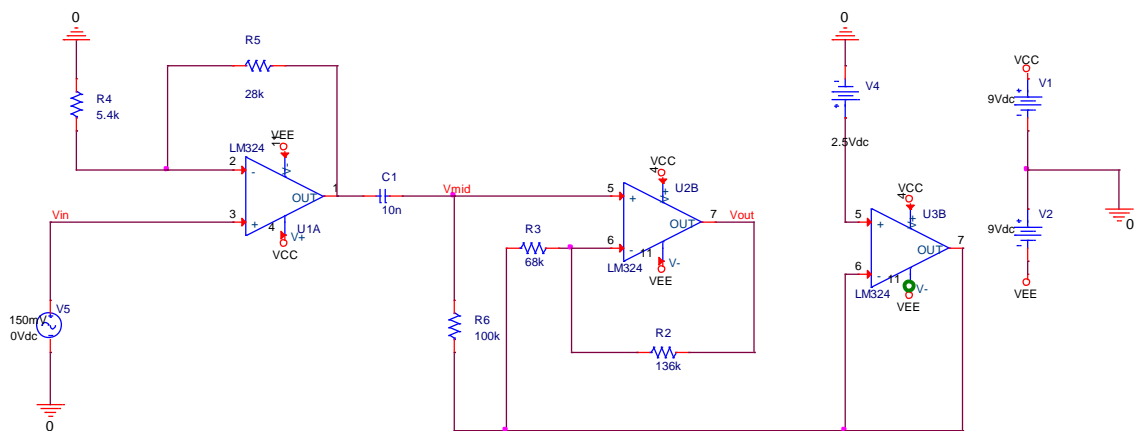


Figura 18. Modelo de amplificadores no inversores con ganancia en dos etapas y DC bias.

Para la pre-amplificación queremos amplificar una señal original de 100 a 200 mV de pico de nuestro sensor piezoeléctrico, medido del sonido S1 del corazón, al rango de trabajo del ADC del PSOC, el cual va desde +/- 1.024V AC con DC bias de $V_{dda}/2$ (2.5 Voltios) o desde +/-2.048V AC con DC bias de $V_{dda}/2$ (2.5 Voltios), el ADC es ajustable y que la señal sature un poco el rango no es de tanta importancia debido a la digitalización posterior y la gran diferencia de la amplitud de los sonidos cardiacos (S1,S2,S3,S4). Lo importante es llevar esta señal de media 150mV a la del rango de trabajo del ADC, más adelante veremos que el rango de salida al final

de esta etapa es bastante variable y porqué ahora la consideración bastante flexible toma importancia.

La alimentación de los amplificadores operacionales con respecto a la sección de pre-filtrado es irrelevante (ya que nuestra señal nunca piensa llegar a 5V de saturación del amplificador operacional, así que con 9V de alimentación este límite es incluso más alto) , simplemente se cambió aquí para reflejar como montamos en la Protoboard, esto fue para tener las conexiones más ordenadas, también el 2.5 Vdc lo sacamos mediante un divisor de tensión con una fuente de 5V. Más adelante en la sección de Cálculos Experimentales se volverá a mencionar esto, también porqué elegimos amplificadores LM324.

La ecuación de diseño para ambos amplificadores no inversores es la misma, donde R_b es la resistencia que une la salida con la realimentación negativa es:

$$A = 1 + \frac{R_a}{R_b}$$

Para la primera etapa: 6

Para la segunda etapa: 2

Total en la salida teórica: 12, en el Spice, 10.66

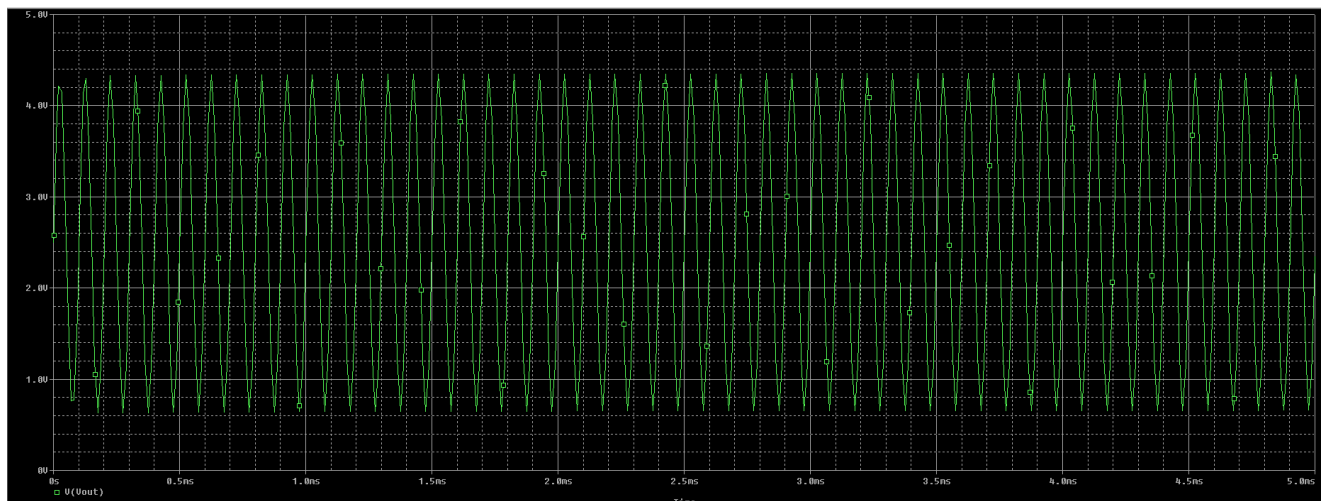


Figura 19.Comparación de la salida (1.6V AC con 2.5V DC bias) vs entrada (150mV AC)

Etapas de filtrado.

Filtro FIR

Tipo: Paso bajos

Frecuencia de la banda de paso: 2000 Hz

Frecuencia de la banda de parada: 2200 Hz

Tipo de filtro FIR: Elíptico o de Cauer

Razón de selección de este filtro: Para las características de las frecuencias de paso y parada es el filtro que menor orden retorna a la hora del diseño en comparación a Chebyshev I/II y Butterworth. Si bien es equirriple en su banda de paso, la amplitud de esta es mínima y para la función de rango extendido que es la deseada cumple más que bien sus especificaciones, lo importante es delimitar bien la banda de paso, a 2000 Hz para imitar al estetoscopio Littmann.

Orden: 11

Código del Matlab para las características del filtro

```
clear all;
close all;

fm = 10e3;%Frecuencia de muestreo

%Frecuencias de corte paso y parada
fp = 2000;
fs = 2200;

Rp = 0.25;%Amplitud de ripple
Rs = 80;%Atenuacion minima

Wp = fp*pi/(fm/2);%Frecuencia angular de corte
Ws = fs*pi/(fm/2);%Frecuencia angular de parada

Op = tan(Wp/2);
Os = tan(Ws/2);

[N Wc] = ellipord(Op,Os,Rp,Rs,'s');
[B A] = ellip (N,Rp,Rs,Wc,'s');

[Bd Ad] = bilinear (B,A,0.5);
```

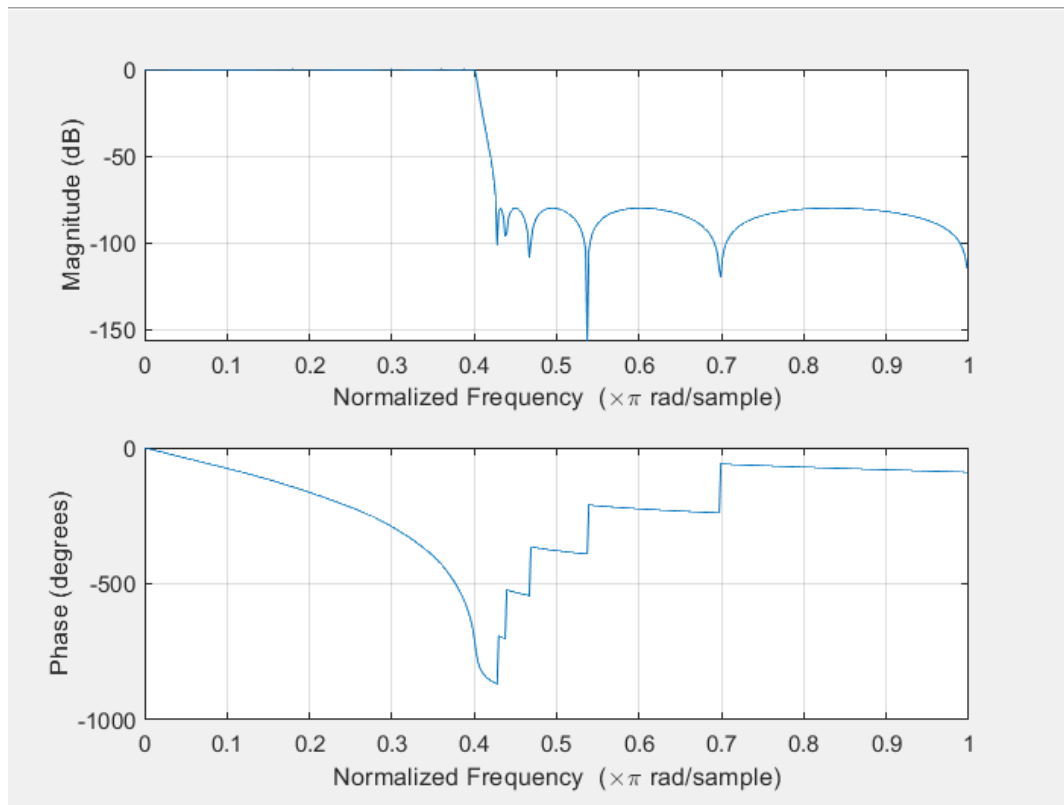


Figura 19. Gráfico de magnitud y fase para el filtro IIR

Filtros FIR

Channel A

Channel B

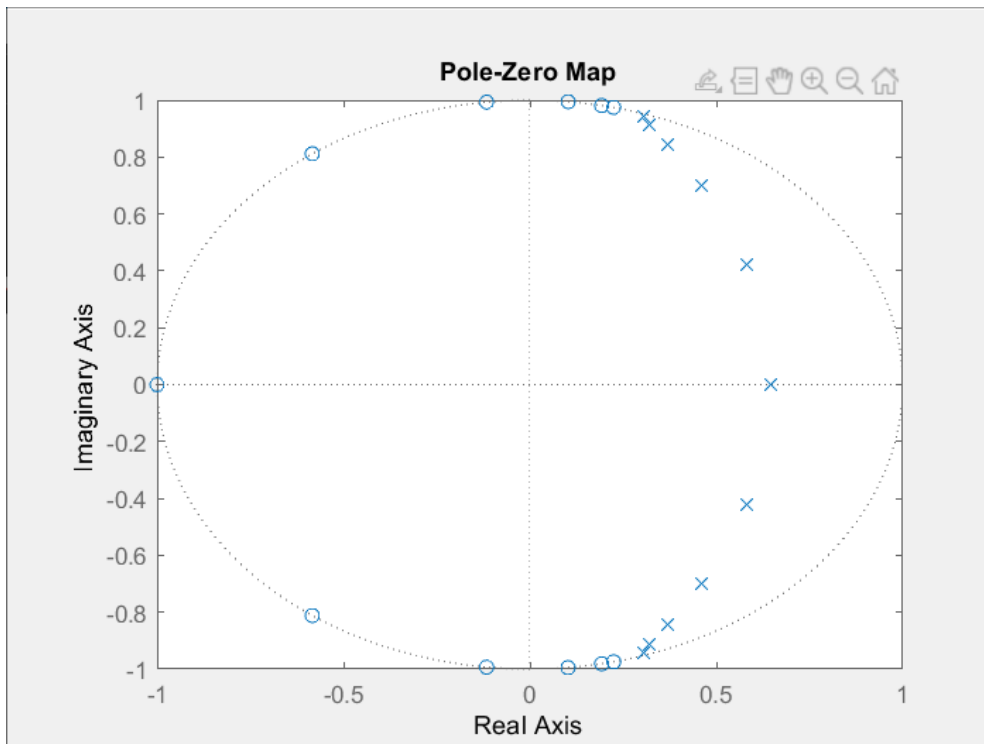


Figura 20. Constelación de polos-ceros para el filtro IIR

$$\begin{aligned}
 &0.003057 z^{11} + 0.004163 z^{10} + 0.01383 z^9 + 0.01764 z^8 + 0.02793 z^7 + 0.03061 z^6 + 0.03061 z^5 + 0.02793 z^4 \\
 &\quad + 0.01764 z^3 + 0.01383 z^2 + 0.004163 z + 0.003057 \\
 &----- \\
 &z^{11} - 4.714 z^{10} + 13.13 z^9 - 25.07 z^8 + 36.07 z^7 - 40.24 z^6 + 35.38 z^5 - 24.39 z^4 + 12.95 z^3 - 5.068 z^2 \\
 &\quad + 1.33 z - 0.1825
 \end{aligned}$$

Figura 21. Función de transferencia z para el filtro IIR, numerador / denominador, de la terminal de Matlab.

Observación: este filtro no pudimos implementarlo en el PsoC debido a la variación en los tiempos de muestreo, ADC_DeISig_1_GetResult8() y ADC_SAR_1_GetResult8() que realizan la función de parar el filtro temporalmente, apagar el SOR y guardar el valor en un puntero, una vez guardados estos valores en un buffer o memoria, la conversión para la salida y el ventaneamiento en modo freerunning, un dato por vez, superaba el tiempo de interrupción del ADC, pero inclusive parando el ADC y el filtro de igual manera en el periodo de ventaneamiento, la salida filtrada no terminaba siendo como se deseaba, por lo que se concluyó que los tiempos no eran el problema sino algo más, no se sabe qué.

```

salida =
b[0]*auxiliar[11]+b[1]*auxiliar[10]+b[2]*auxiliar[9]+b[3]*auxiliar[8]+
b[4]*auxiliar[7]+b[5]*auxiliar[6]+b[6]*auxiliar[5]+b[7]*auxiliar[4]+b[
8]*auxiliar[3]+b[9]*auxiliar[2]+b[10]*auxiliar[1]+b[11]*auxiliar[0]
-a[1]*auxiliar[10]-a[2]*auxiliar[9]-a[3]*auxiliar[8]-
a[4]*auxiliar[7]-a[5]*auxiliar[6]-a[6]*auxiliar[5]-a[7]*auxiliar[4]-
a[8]*auxiliar[3]-a[9]*auxiliar[2]-a[10]*auxiliar[1]-a[11]*auxiliar[0];

```

Filtros FIR

Canal A.

Orden: 63 (Taps-1)

Tipo: Paso Bajos

Frecuencia de corte: 500Hz

Ventana: Hamming.

Función: Imita al modo de campana del estetoscopio Littmann para bajas frecuencias, donde este comprende una banda total de 0 a 1000 Hz con énfasis en las frecuencias de hasta 200Hz, nosotros decidimos extender este rango y medir desde 20-500 Hz.

Razón de selección de este filtro: Debido a que la banda de transición es más corta y que el lóbulo principal es más pequeño, la ventana de Hamming es ideal para el filtro con el menor ancho de banda y más bajas frecuencias en la banda de paso. El orden es de 63 para la distribución equitativa de la máxima cantidad de registros utilizables para ambos canales por el módulo de filtro.

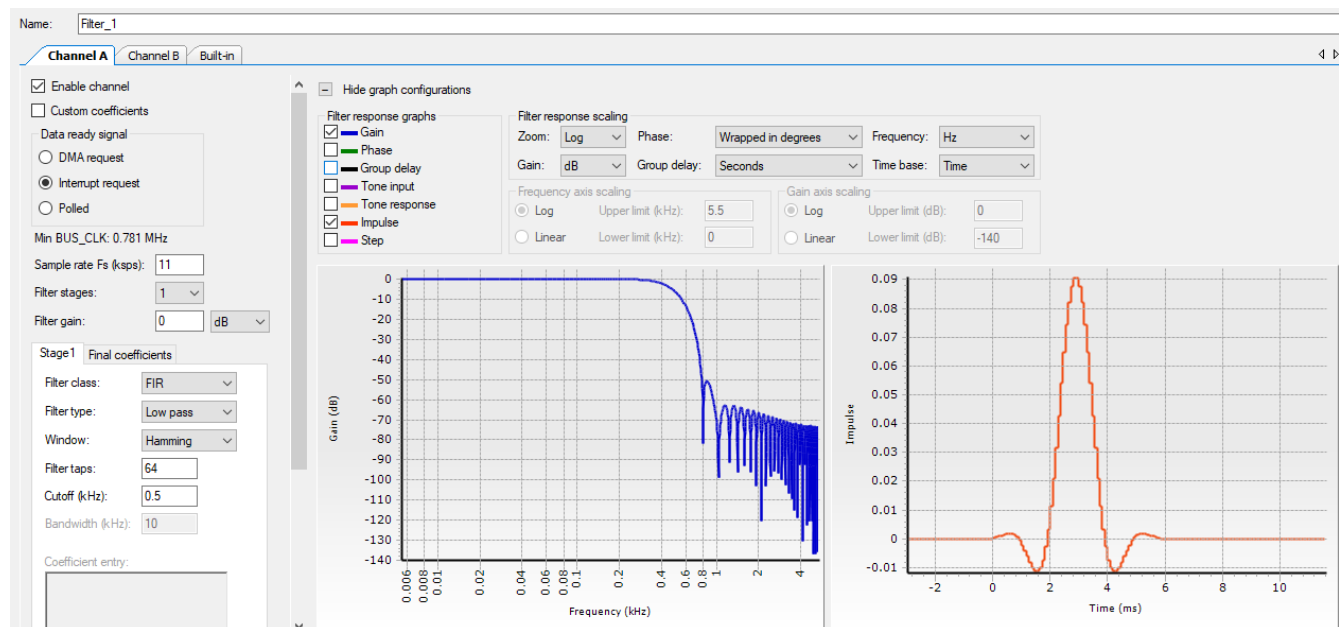


Figura 22.Filtro FIR, canal A, Hamming, en el módulo de filtro digital del PsoC Creator

Canal B.

Orden: 63 (Taps-1)

Tipo: Pasa Banda

Frecuencia central y ancho de la banda de paso: 750Hz con ancho de banda 1000 Hz

Ventana: Blackman

Función: Imita al modo de altas frecuencias del estetoscopio Littmann, donde este comprende una banda total de 0 a 2000 Hz con énfasis en las frecuencias de 500 a 1000Hz, nosotros decidimos extender este rango y medir desde 250-1250Hz con énfasis en frecuencias 500-900Hz.

Razón de selección de este filtro: Debido a que el fin de este filtro es frecuencias más altas, preferimos una ventana de Blackman, con decaimiento más lento, antes que la de Hamming, la ventana de Blackman tiene una banda de transición más larga por otro lado también, la transición a la banda de paso desde la izquierda no es tan abrupta como en la ventana de Hamming.

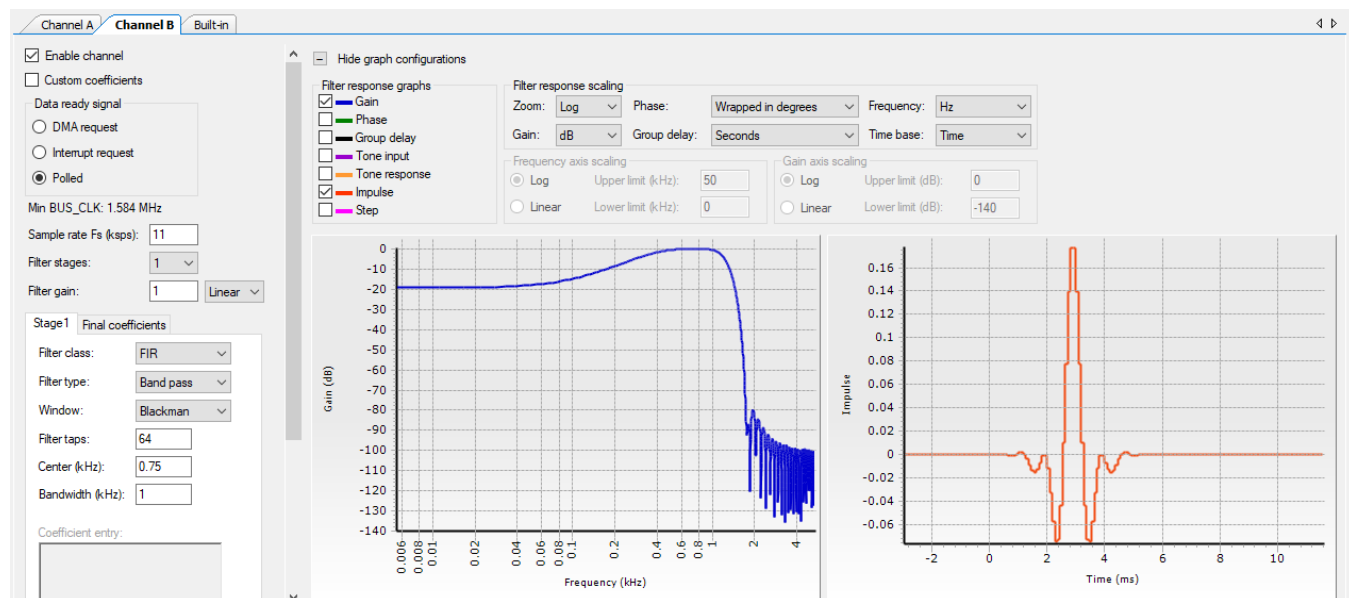


Figura 23.Filtro FIR, canal B, Blackman, en el módulo de filtro digital del Psoc Creator

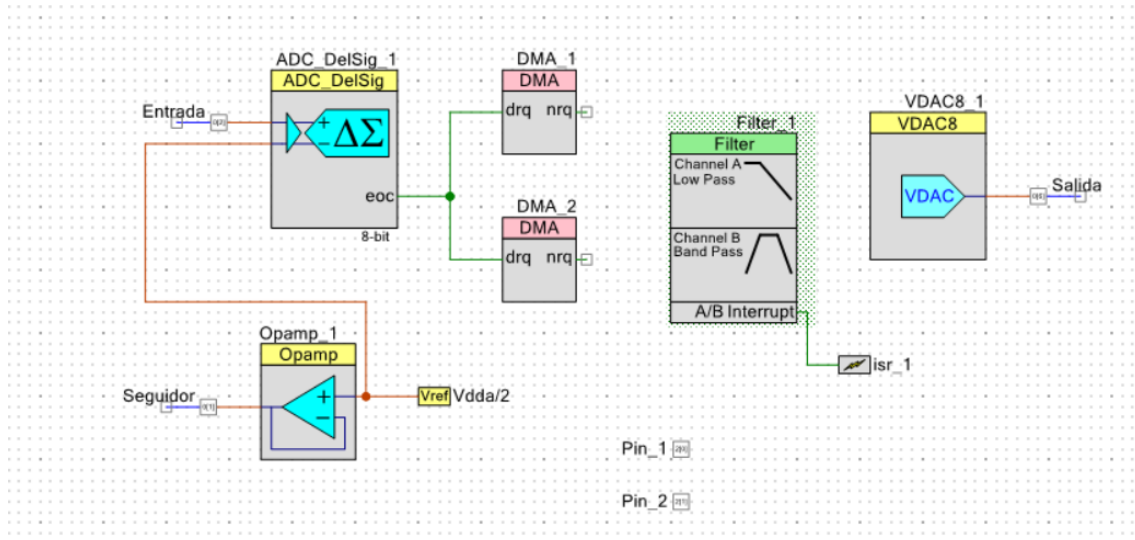


Figura 24.Top Design

Código del Psoc Creator

```

/* =====
 *
 * Copyright YOUR COMPANY, THE YEAR
 * All Rights Reserved
 * UNPUBLISHED, LICENSED SOFTWARE.
 *
 * CONFIDENTIAL AND PROPRIETARY INFORMATION
 * WHICH IS THE PROPERTY OF your company.
 *
 * =====
 */
#include "project.h"

/* Defines for DMA_1 */
#define DMA_1_BYTES_PER_BURST 1
#define DMA_1_REQUEST_PER_BURST 1
#define DMA_1_SRC_BASE (CYDEV_PERIPH_BASE)
#define DMA_1_DST_BASE (CYDEV_PERIPH_BASE)
/* Variable declarations for DMA_1 */
/* Move these variable declarations to the top of the function */
uint8 DMA_1_Chan;
uint8 DMA_1_TD[1];

/* Defines for DMA_2 */
#define DMA_2_BYTES_PER_BURST 1
#define DMA_2_REQUEST_PER_BURST 1
#define DMA_2_SRC_BASE (CYDEV_PERIPH_BASE)
#define DMA_2_DST_BASE (CYDEV_PERIPH_BASE)
/* Variable declarations for DMA_2 */
/* Move these variable declarations to the top of the function */
uint8 DMA_2_Chan;
uint8 DMA_2_TD[1];

```



```

void DMA_Config(void);

CY_ISR(Adquisition){

    if(Pin_1_Read()==1 && Pin_2_Read()==0)
    {
        Filter_1_IsInterruptChannelB();
        VDAC8_1_SetValue(Filter_1_Read8(Filter_1_CHANNEL_A) + 128u);
    }else if(Pin_1_Read()==0 && Pin_2_Read()==1)
    {
        Filter_1_IsInterruptChannelA();
        VDAC8_1_SetValue(Filter_1_Read8(Filter_1_CHANNEL_B) + 128u);
    }
    ADC_DelSig_1_StopConvert();
    isr_1_ClearPending();
}

int main(void)
{
    VDAC8_1_Start();
    Filter_1_Start();
    Opamp_1_Start();
    ADC_DelSig_1_Start();
    isr_1_StartEx(Adquisition);
    DMA_Config();
    CyDelay(50);

    CyGlobalIntEnable; /* Enable global interrupts. */
    /* Place your initialization/startup code here (e.g.
    MyInst_Start()) */

    //ADC_DelSig_1_IRQ_Start();
    isr_1_Enable();
    ADC_DelSig_1_StartConvert();
    Filter_1_SetCoherency(Filter_1_CHANNEL_A, Filter_1_KEY_HIGH);
    Filter_1_SetCoherency(Filter_1_CHANNEL_B, Filter_1_KEY_HIGH);

    for(;;)
    {
        DMA_Config();
        Filter_1_ClearInterruptSource();
        ADC_DelSig_1_StartConvert(); /* Place your application code
here. */
    }
}

void DMA_Config(void){

    /* DMA Configuration for DMA_1 */
    if(Pin_1_Read()==1 && Pin_2_Read()==0)
    {
        DMA_1_Chann = DMA_1_DmaInitialize(DMA_1_BYTES_PER_BURST,
DMA_1_REQUEST_PER_BURST,
        HI16(DMA_1_SRC_BASE), HI16(DMA_1_DST_BASE));
        DMA_1_TD[0] = CyDmaTdAllocate();
    }
}

```

```

        CyDmaTdSetConfiguration(DMA_1_TD[0], 1, DMA_1_TD[0], 0);
        CyDmaTdSetAddress(DMA_1_TD[0],
LO16((uint32)ADC_DeISig_1_DEC_SAMP_PTR),
LO16((uint32)Filter_1_STAGEAH_PTR));
        CyDmaChSetInitialTd(DMA_1_Chan, DMA_1_TD[0]);
        CyDmaChEnable(DMA_1_Chan, 1);
    }else if(Pin_1_Read()==0 && Pin_2_Read()==1)
    {
        /* DMA Configuration for DMA_2 */
        DMA_2_Chan = DMA_2_DmaInitialize(DMA_2_BYTES_PER_BURST,
DMA_2_REQUEST_PER_BURST,
        HI16(DMA_2_SRC_BASE), HI16(DMA_2_DST_BASE));
        DMA_2_TD[0] = CyDmaTdAllocate();
        CyDmaTdSetConfiguration(DMA_2_TD[0], 1, DMA_2_TD[0], 0);
        CyDmaTdSetAddress(DMA_2_TD[0],
LO16((uint32)ADC_DeISig_1_DEC_SAMP_PTR),
LO16((uint32)Filter_1_STAGEBH_PTR));
        CyDmaChSetInitialTd(DMA_2_Chan, DMA_2_TD[0]);
        CyDmaChEnable(DMA_2_Chan, 1);
    }
}
/* [] END OF FILE */

```

Cálculos Experimentales

Montaje del Circuito con las etapas de pre-filtrado y pre amplificación

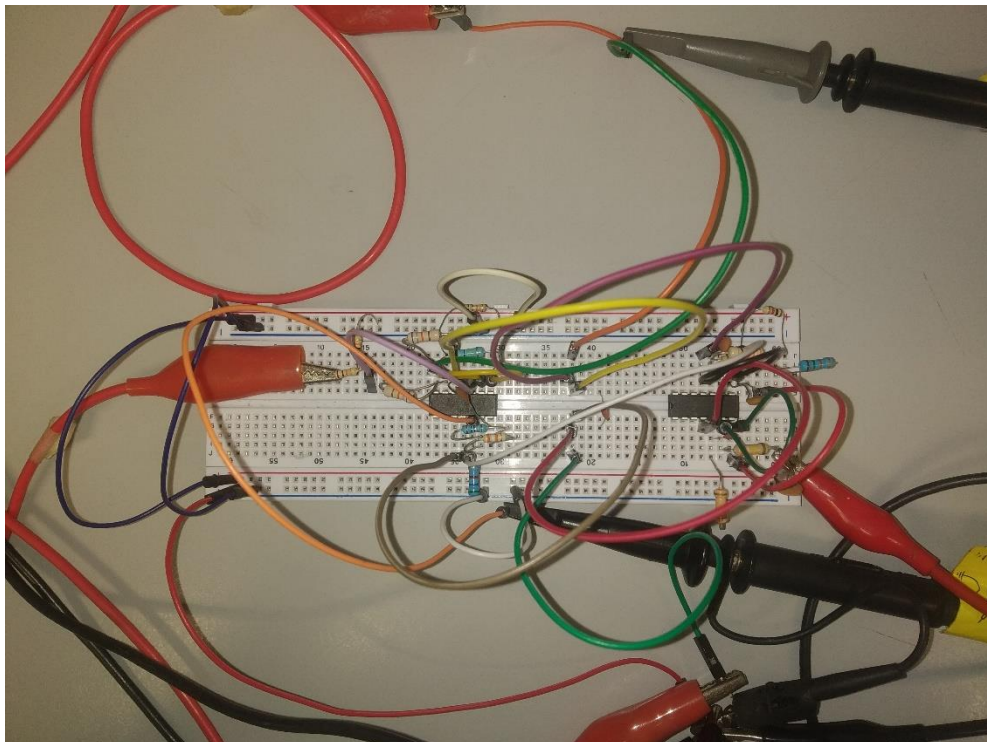
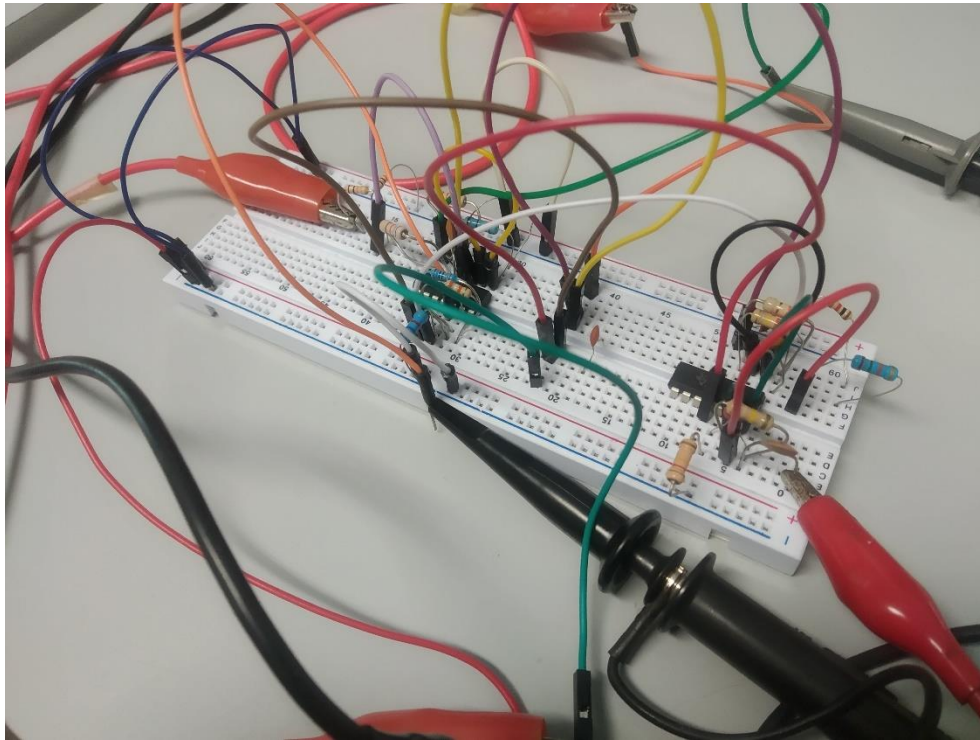
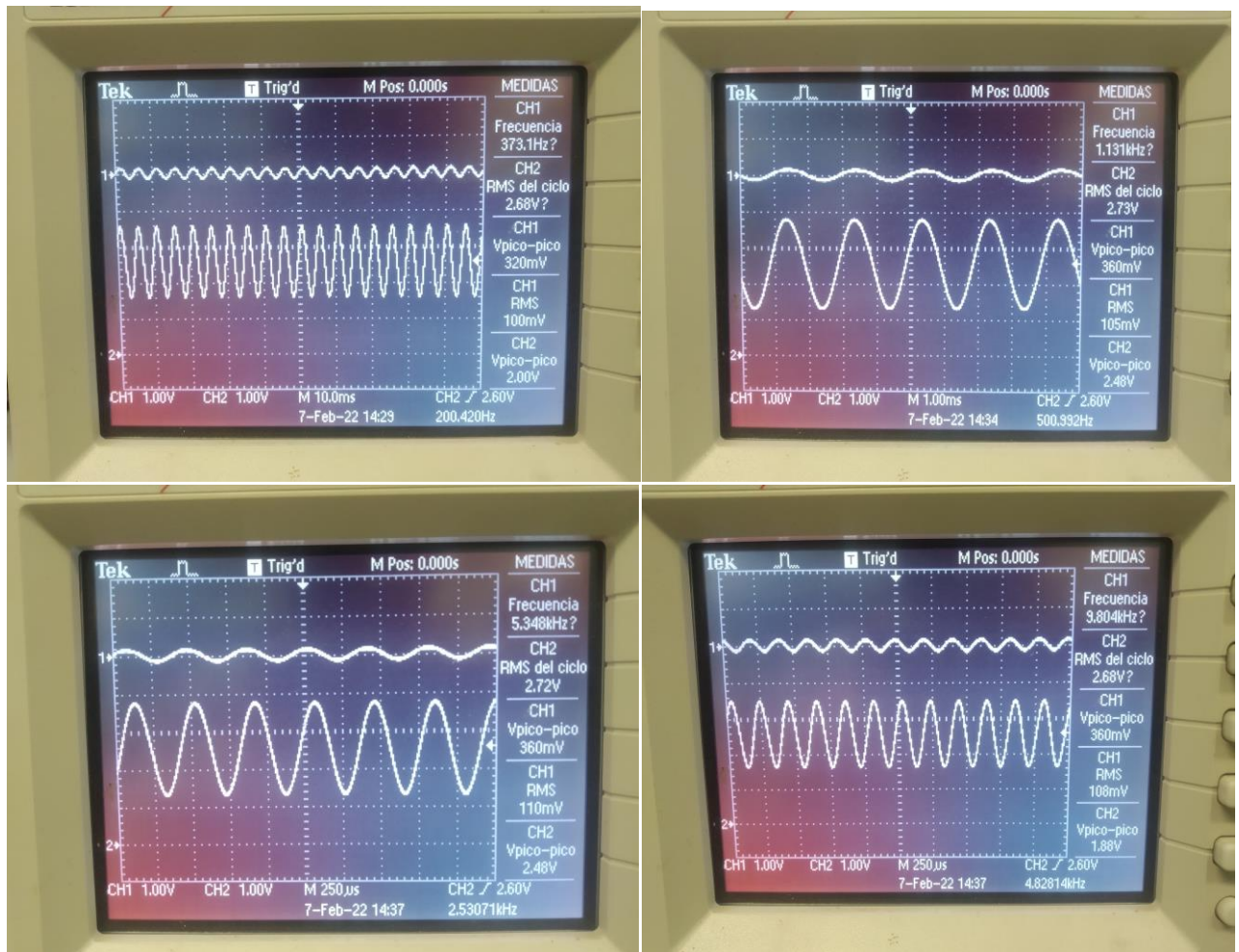


Figura 25. Montaje de las etapas de amplificación y pre-amplificación

En la figura XX podemos ver primeramente el montaje desde una vista lateral y debajo de esta una vista desde arriba, en esta misma podemos observar en la parte derecha, la primera etapa, de pre-filtrado con el filtro pasa bajos y pasa altos, directamente a la izquierda de este se conecta la segunda etapa, la de pre-amplificación, también en el lado más derecho podemos observar el divisor de tensión que mencionamos en el esquemático del Spice, para separar más los elementos del circuito y facilitar el montaje.

Observación: Hay que hacer dos aclaraciones, la razón por la que se decidieron usar op amps LM324 en vez de los internos del Psoc es porque utilizamos en total 5, 2 para filtrar, 2 para amplificar y 1 para el DC bias, además de que manejar muchos amplificadores dentro del Psoc es más difícil que hacerlo externamente con más espacio, si bien se podría omitir una etapa de pre-amplificación para ahorrar un op amp, igualmente habrían varios pines que quedarían encimados. Por otra parte montar externamente estas etapas ayuda a la claridad del montaje, de esta forma podemos separar el trabajo en, parte externa hardware y parte interna/software con el Psoc.



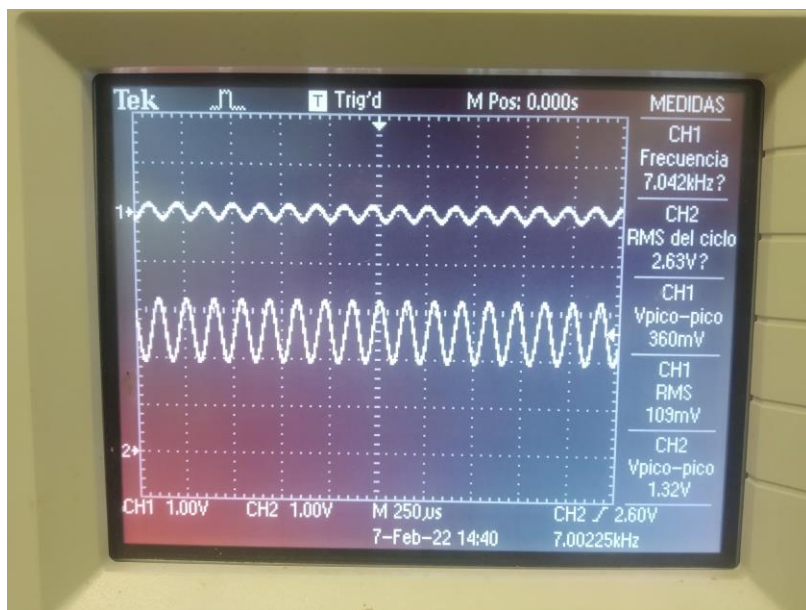


Figura 26. Entrada (180mV AC, CH1) vs Salida (CH2), para un rango de frecuencias

En la figura 28 podemos observar cómo funciona el filtro y la amplitud en la salida, a tarda un poco en estabilizarse pero por vuelta de 200Hz salida se vuelve 1V AC para una entrada de 180mV, ganancia total real por vuelta de 7, de todas formas 1.25V coincide con nuestra entrada del convertidor analógico digital +/- 1.024V, con 2.5V de bias.

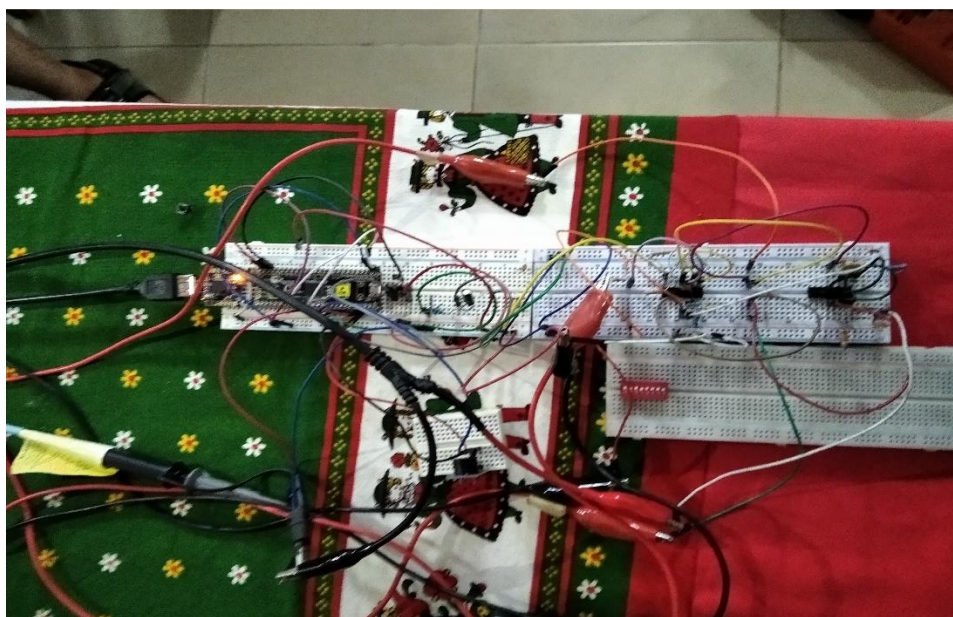


Figura 29. Circuito terminado

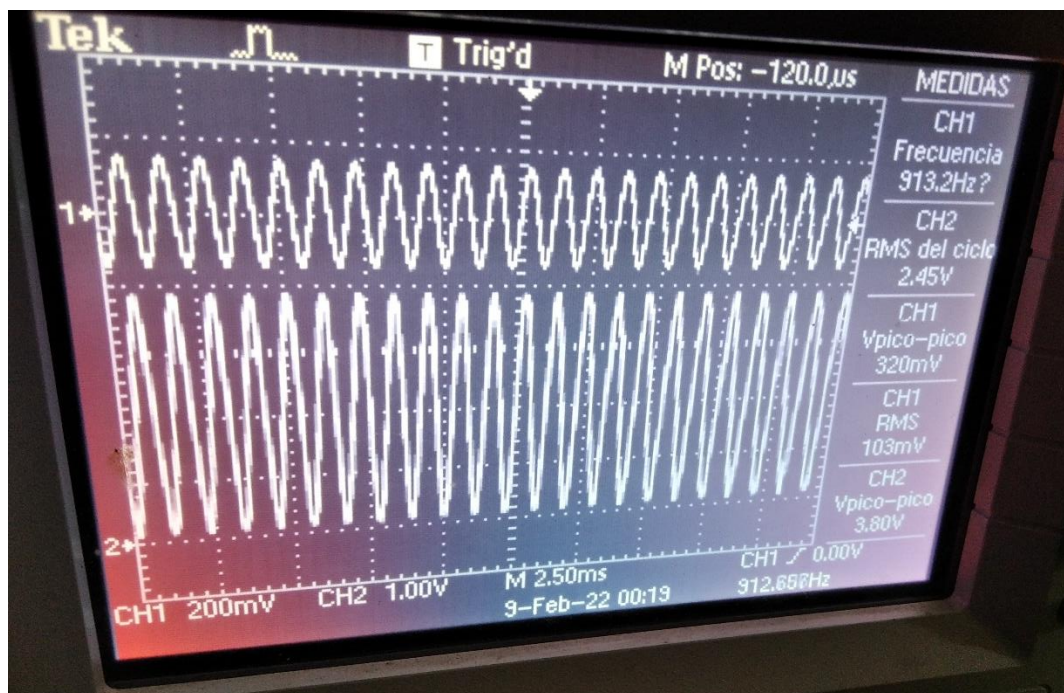


Figura 30. Filtro Pasa Banda Digital a 900Hz

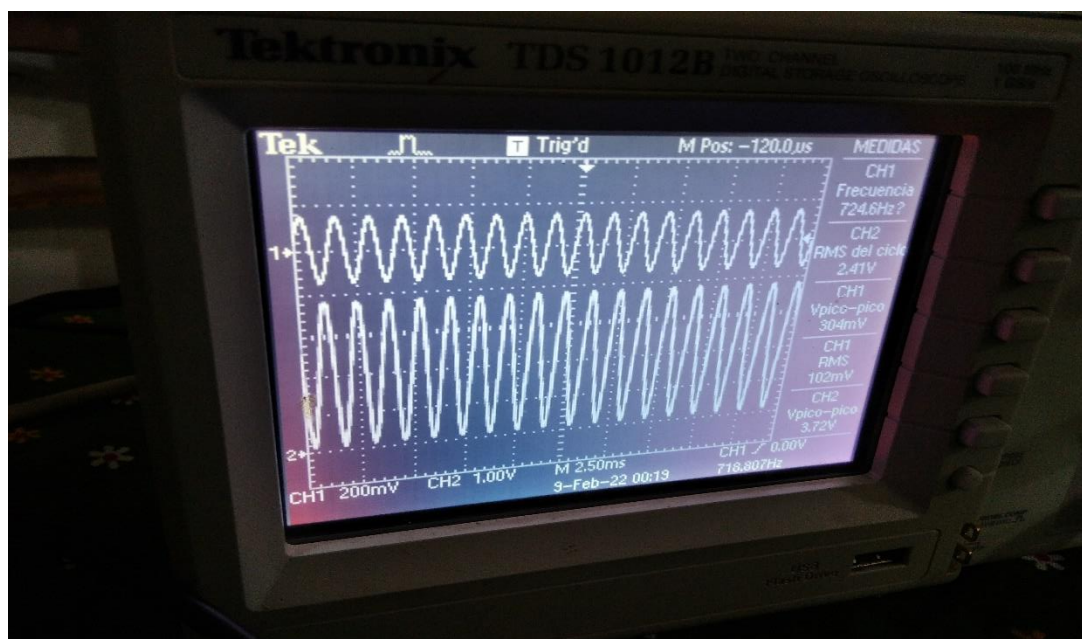


Figura 31. Filtro Pasa Banda Digital a 700Hz

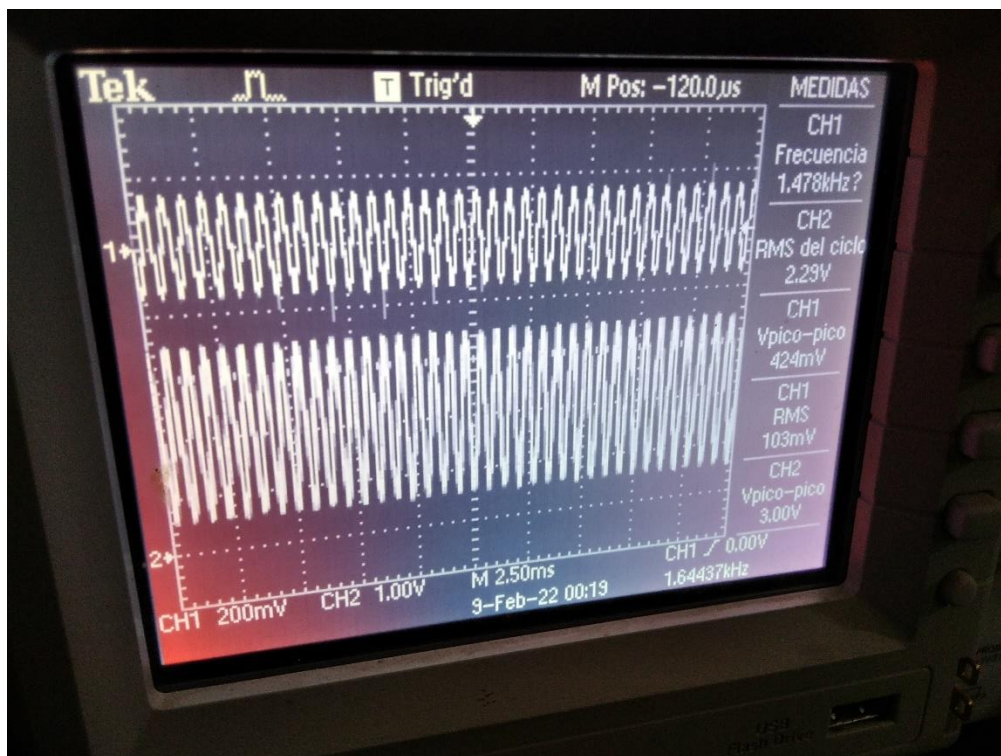


Figura 32. Filtro Pasa Banda Digital a 1650Hz

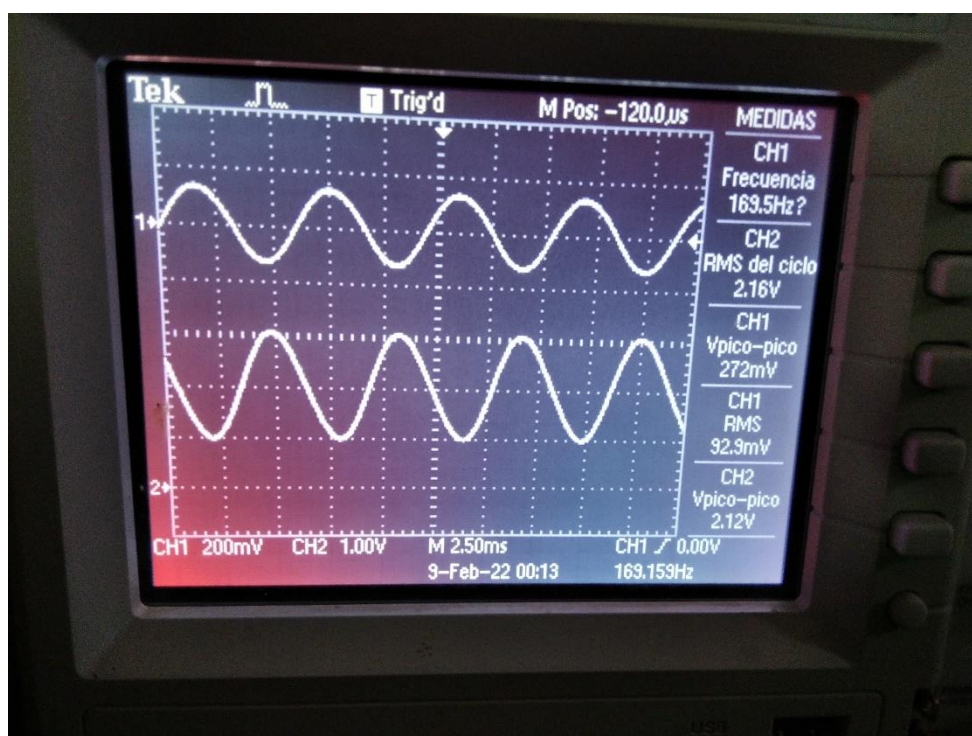


Figura 33. Filtro Paso Bajos Digital a 170Hz

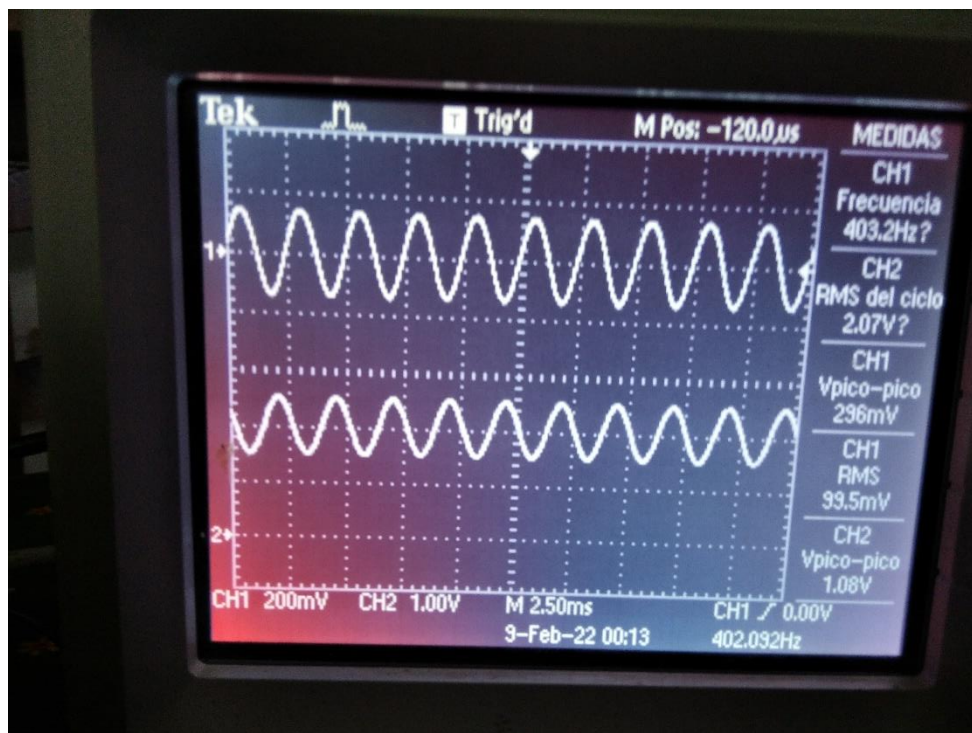


Figura 34. Filtro Paso Bajos Digital a 400Hz

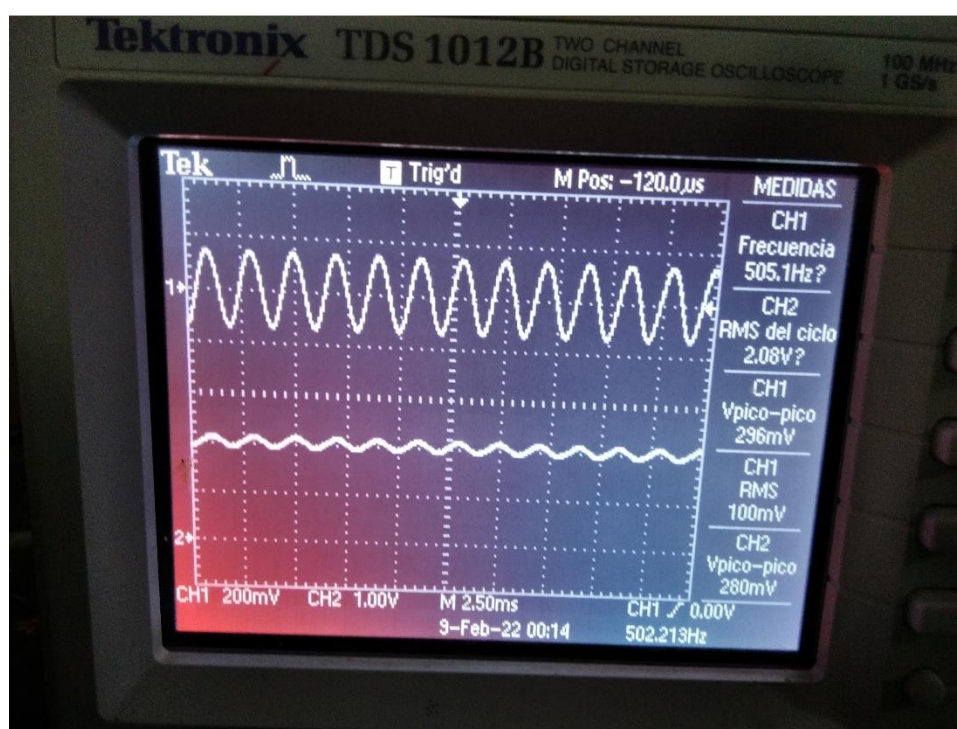


Figura 35. Filtro Paso Bajos Digital a 500Hz

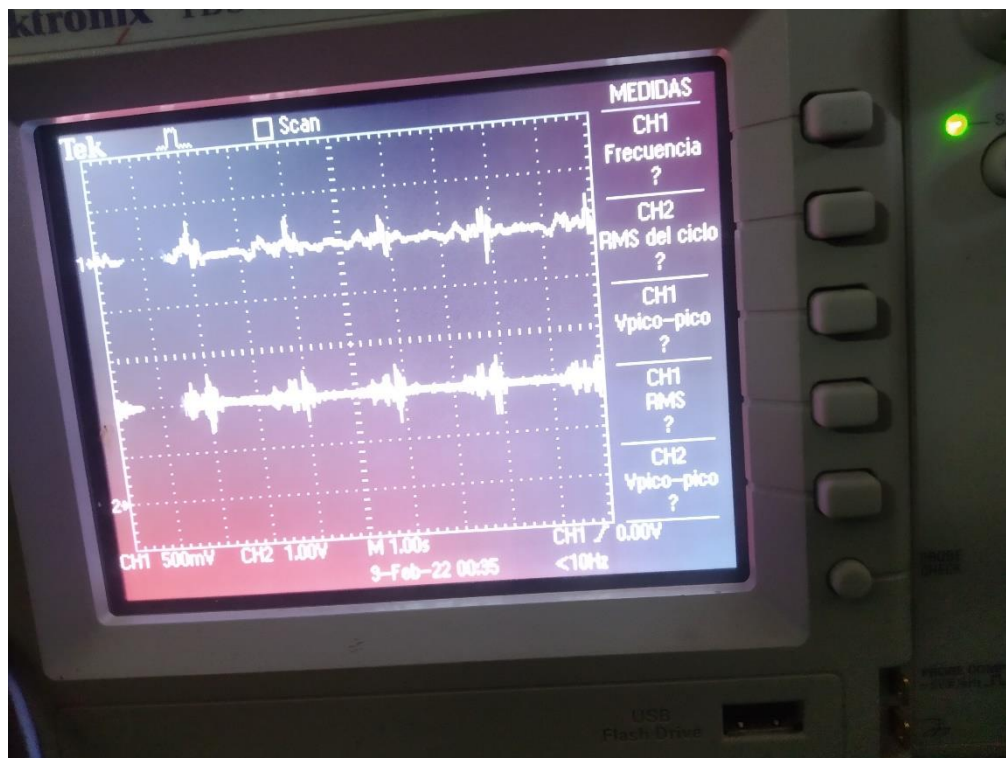


Figura 36. Imagen Digitalizada de S4 y S1 en el punto Tricúspide

Conclusiones

La experiencia que nos dejó este trabajo es el de un trabajo arduo para la implementación de hardware y software, hubo muchas, pero muchas dificultades con el Psoc, pero al final de todo, mediante los errores y la prueba y ajuste se pudo mejorar los resultados iniciales.

Se ahondó sobre el uso de la herramienta Psoc, el estudio a profundidad del funcionamiento del estetoscopio a modo de entender cómo implementar uno de forma electrónica, y también sirvió como refresco a lo aprendido en electrónica 2 al momento de implementar los filtros activos.

Datasheet

LM324

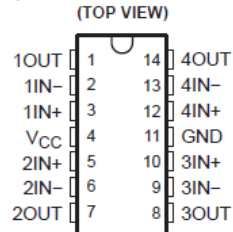
- 2-kV ESD Protection for:
 - LM224K, LM224KA
 - LM324K, LM324KA
 - LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV
- Wide Supply Ranges
 - Single Supply . . . 3 V to 32 V
(26 V for LM2902)
 - Dual Supplies . . . ± 1.5 V to ± 16 V
(± 13 V for LM2902)
- Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage . . . 0.8 mA Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
 - Input Offset Voltage . . . 3 mV Typ
A Versions . . . 2 mV Typ
 - Input Offset Current . . . 2 nA Typ
 - Input Bias Current . . . 20 nA Typ
A Versions . . . 15 nA Typ
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage . . . 32 V
(26 V for LM2902)
- Open-Loop Differential Voltage Amplification . . . 100 V/mV Typ
- Internal Frequency Compensation

description/ordering information

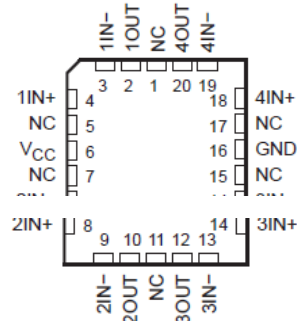
These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply over a wide range of voltages. Operation from split supplies also is possible if the difference between the two supplies is 3 V to 32 V (3 V to 26 V for the LM2902), and V_{CC} is at least 1.5 V more positive than the input common-mode voltage. The low supply-current drain is independent of the magnitude of the supply voltage.

Applications include transducer amplifiers, dc amplification blocks, and all the conventional operational-amplifier circuits that now can be more easily implemented in single-supply-voltage systems. For example, the LM124 can be operated directly from the standard 5-V supply that is used in digital systems and provides the required interface electronics, without requiring additional ± 15 -V supplies.

LM124 . . . D, J, OR W PACKAGE
LM124A . . . J PACKAGE
LM224, LM224A, LM224K, LM224KA . . . D OR N PACKAGE
LM324, LM324K . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM324A . . . D, DB, N, NS, OR PW PACKAGE
LM324KA . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902 . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902K . . . D, DB, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902KV, LM2902KAV . . . D OR PW PACKAGE



LM124, LM124A . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)[†]

		LM2902	ALL OTHER DEVICES	UNIT
Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)		± 13 or 26	± 16 or 32	V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)		± 26	± 32	V
Input voltage, V_I (either input)		-0.3 to 26	-0.3 to 32	V
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{CC} \leq 15\text{ V}$ (see Note 3)		Unlimited	Unlimited	
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Notes 4 and 5)	D package	86	86	$^\circ\text{C/W}$
	DB package	96	96	
	N package	80	80	
	NS package	76	76	
	PW package	113	113	
Package thermal impedance, θ_{JC} (see Notes 6 and 7)	FK package		5.61	$^\circ\text{C/W}$
	J package		15.05	
	W package		14.65	
Operating virtual junction temperature, T_J		150	150	$^\circ\text{C}$
Case temperature for 60 seconds	FK package		260	$^\circ\text{C}$
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or W package	300	300	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range, T_{stg}		-65 to 150	-65 to 150	$^\circ\text{C}$

[†] Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES:
1. All voltage values (except differential voltages and V_{CC} specified for the measurement of I_{QS}) are with respect to the network GND.
 2. Differential voltages are at $IN+$, with respect to $IN-$.
 3. Short circuits from outputs to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction.
 4. Maximum power dissipation is a function of $T_J(\text{max})$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_J(\text{max}) - T_A)/\theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.
 5. The package thermal impedance is calculated in accordance with JEDEC 51-7.
 6. Maximum power dissipation is a function of $T_J(\text{max})$, θ_{JC} , and T_C . The maximum allowable power dissipation at any allowable case temperature is $P_D = (T_J(\text{max}) - T_C)/\theta_{JC}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.
 7. The package thermal impedance is calculated in accordance with MIL-STD-883.

CM-01B Contact Microphone



- High sensitivity
- Robust
- Low noise
- Piezo film technology
- Shielded cable



DESCRIPTION

The CM-01B contact microphone uses sensitive but robust PVDF piezo film combined with a low-noise electronic preamplifier to provide a unique sound or vibration pick-up with buffered output. The design minimizes external acoustic noise while offering extremely high sensitivity to vibration applied to the central rubber pad. The CM-01B is ideal for detecting body sounds.

FEATURES

- Broad bandwidth
- High sensitivity
- Excellent impact resistance
- Lightweight
- Low cost

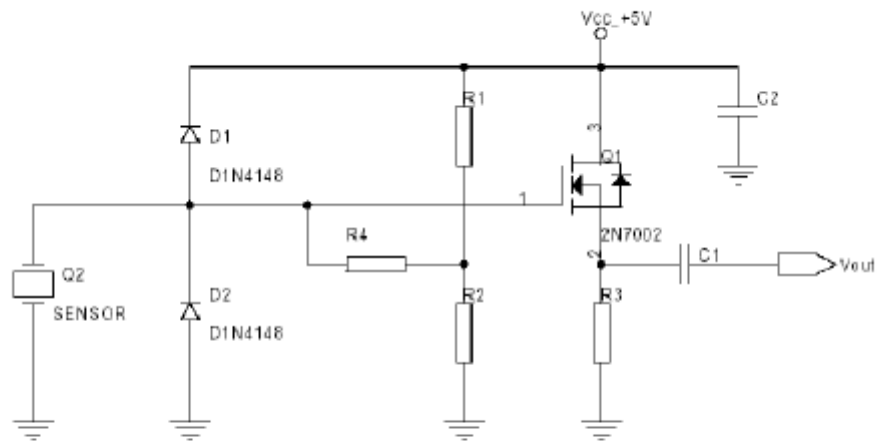
APPLICATIONS

- Electronic stethoscope
- Bone-conducted sound pickup
- General purpose contact microphone
- Vibration/impact sensing

PERFORMANCE SPECIFICATIONS

Parameter	Min	Typ	Max	Units
Sensitivity		40		V/mm
Lower Limiting Frequency (-3 dB)		8		Hz
Upper Limiting Frequency (+3 dB)		2.2		kHz
Resonance Frequency		5		kHz
Spring Constant		20		N/m
Electronic Noise		1		mV _{pk-pk}
Supply Voltage	4	5	30	V-DC
Supply Current		0.1		mA
Operating Temperature	+5		+60	°C
Storage Temperature	-20		+85	°C

INTERNAL SCHEMATIC



Shield (braid): +GND
Red wire: VCC, +5V
Yellow wire: V_{out}

C1 = C2 = 0.1 μ F
R1 = R2 = 300 k
R3 = 10 k
R4 = 100 M