

Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”



Facultad de Ciencias y Tecnologías
Ingeniería Electrónica
Electrónica 2

Electrocardiógrafo (ECG)

Grupo 1

Profesor: Enrique Vargas

Integrantes:

Esteban Gamarra - Y05084
Paulina Peralta - Y03876

Curso:

4to.

Asunción – Paraguay
2020

Índice

Introducción	3
Actividad eléctrica del corazón	4
¿Qué son los electrodos?.....	7
¿En qué consiste la medición del ECG?	8
Características de la señal del ECG.....	10
Propiedades de la onda característica P-Q-R-S-T.....	11
Diagrama de Bloques.....	13
Selección de Componentes.....	15
Etapas de pre-amplificación.....	16
Guarda activa.....	16
Circuito de la pierna derecha.....	16
Circuito Referenciador.....	17
Simulaciones del Circuito Referenciador.....	18
Filtro paso bajos.....	21
Simulaciones del Filtro paso bajos.....	22
Filtros Notch	24
Simulaciones del Filtro Notch de 50Hz.....	25
Simulaciones del Filtro Notch de 100Hz.....	27
Diagrama de conexiones del circuito.....	30
Apartado Práctico.....	31
Mediciones de los filtros Notch de 50Hz Y 100Hz con el osciloscopio.....	31
Gráfica de Bode de Magnitud de las mediciones de los filtros Notch.....	32
ECG en placa universal.....	33
Señales ECG en el osciloscopio.....	34
Conclusión.....	35
Anexos.....	36
Bibliografía.....	38

Introducción

En este trabajo se presentará cómo se puede fabricar un ECG mediante un circuito electrónico aplicando todos los conocimientos y técnicas aprendidas durante el semestre englobando todo el contenido programático de la cátedra. Dando especial atención a la diversidad de usos que poseen los amplificadores operacionales y de esta forma demostrando la capacidad adquirida para resolver distintos problemas aplicando la teoría a casos de la vida real.

Ahondaremos primeramente en el marco teórico mediante la descripción de los sistemas naturales que rigen la actividad cardiaca y cómo estos pueden ser trasladados a un modelo representativo para su posterior interpretación, así también, el cómo estos influyen al final dentro de nuestro circuito. Todo esto es posible gracias a que el cuerpo humano es capaz de producir intrínsecamente actividad eléctrica mediante biopotenciales en los tejidos orgánicos y de esta forma nosotros seremos capaces de tomar estas actividades eléctricas y transformarlas a modelos matemáticos aproximados.

Mediante la separación de nuestro circuito en varias etapas demostraremos la funcionalidad y la justificación de cada uno en orden, y de esta forma, también justicaremos la selección de nuestros componentes, de la etapa de pre amplificación, a la etapa de filtrado y la etapa final donde obtendremos la señal deseada. En nuestra primera etapa se hará especial mención a la guarda activa y su función así también a la idea de la retroalimentación aplicada a algo más que nuestro circuito, en la segunda se ahondará en las frecuencias de nuestra señal y sus límites, y en la etapa final se observarán los resultados y realizarán comentarios. En general además, se demostrará cómo es que el amplificador operacional constituye un pilar fundamental dentro de la electrónica debido a su variedad de aplicaciones.

Finalmente analizaremos, internalizaremos y llegaremos a conclusiones mediante los resultados obtenidos teóricamente, en las simulaciones y en la práctica misma, y compararemos similitudes, diferencias y discrepancias para una justificación apropiada.

Actividad eléctrica del corazón

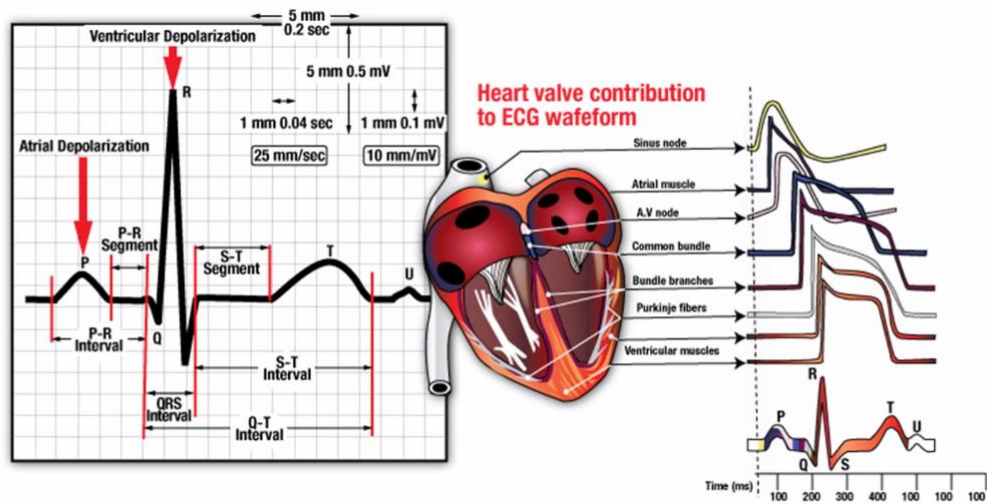


Figura 1: Actividad eléctrica del corazón.¹

Para comprender el funcionamiento del electrocardiograma se debe comprender cómo funcionan los músculos del corazón las cuales generan cargas eléctricas que se pueden captar, idealizar y relacionar a un sistema matemático representativo interpretable. En la figura 1 se visualizan, las ondas que generan cada parte del corazón las cuales al sumarse unas con otras resultan la forma de onda P-Q-R-S-T-U.

Para entender en primera instancia cómo funcionan las cargas eléctricas de un músculo, podemos representar a la fibra muscular del corazón como líneas cargadas ligeramente más positivas a su entorno o negativas dependiendo del estado en que se encuentra el músculo. Y a los electrodos como un dipolo entre esta fibra que capta la variación entre sus extremos lo cual se representa como una perturbación dentro de nuestra señal.

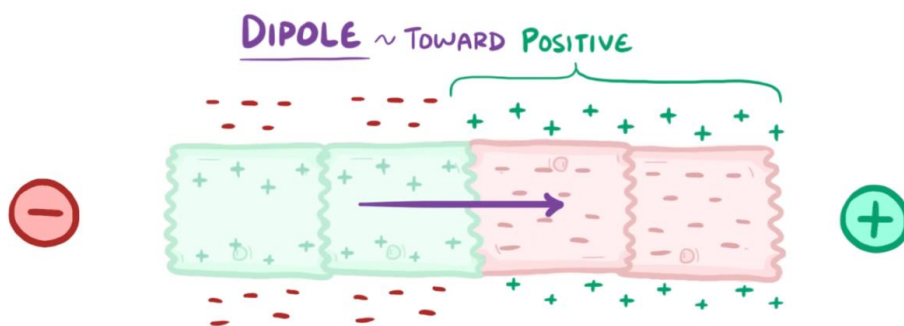


Figura 2: Cargas eléctricas de un músculo.²

La forma en que el corazón trabaja cíclicamente en cuanto a sus músculos dictará la forma que tendrá la señal del ECG. Para ello es fundamental describir el funcionamiento del corazón.

El corazón trabaja según dos fases; diástole y la sístole, en donde los principales sectores de interés son la aurícula derecha e izquierda y el ventrículo derecho e izquierdo.

Durante la sístole la aurícula izquierda se contrae para empujar sangre oxigenada de los pulmones hacia el ventrículo izquierdo. La aurícula derecha recoge sangre desoxigenada del cuerpo por medio de las

venas cavas, luego la empuja al ventrículo derecho. Las dos aurículas se contraen siguiendo el marcapasos del corazón que envía un estímulo eléctrico. Esto causa un aumento de presión que hace que las válvulas, tricúspide y mitral, derecha e izquierda respectivamente, se abran (relajación) y se cierran (contracción) cuando dejan pasar la sangre a los ventrículos. De modo que luego de esto, esperan volver a cargarse de sangre para repetir el ciclo.

Durante la diástole los ventrículos ya se encuentran llenos de sangre y estos se encuentran en estado de relajación, pero listos para contraerse. Una vez que llega el estímulo eléctrico, los ventrículos se contraen y envían la sangre a través de la válvula pulmonar y la aorta, derecho e izquierdo respectivamente. Una vez que se vaciaron los ventrículos, estos vuelven a relajarse y comienza la fase de sístole, durante este período la válvula pulmonar y aorta se cierran y se abren el tricúspide y mitral.

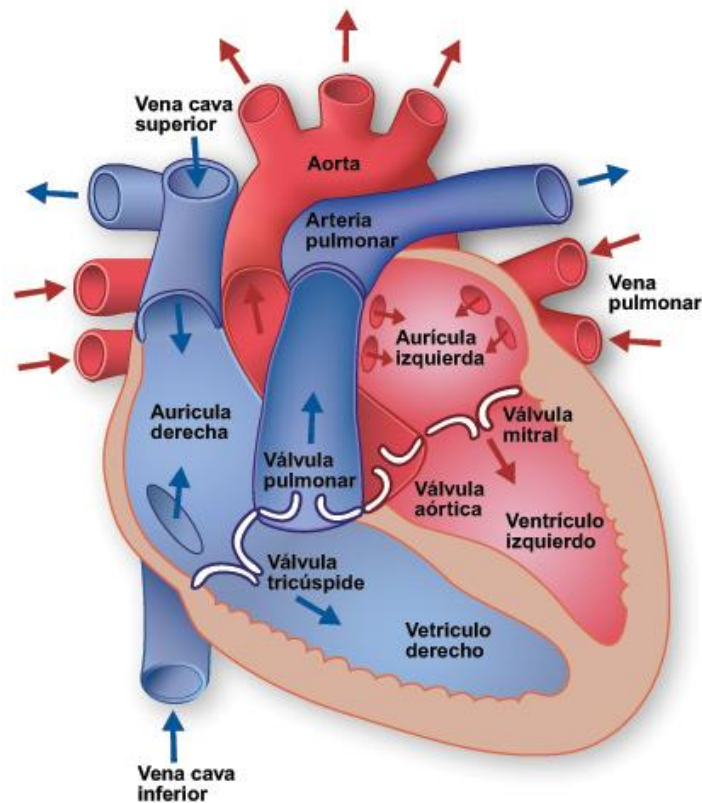


Figura 3: Diagrama del corazón.³

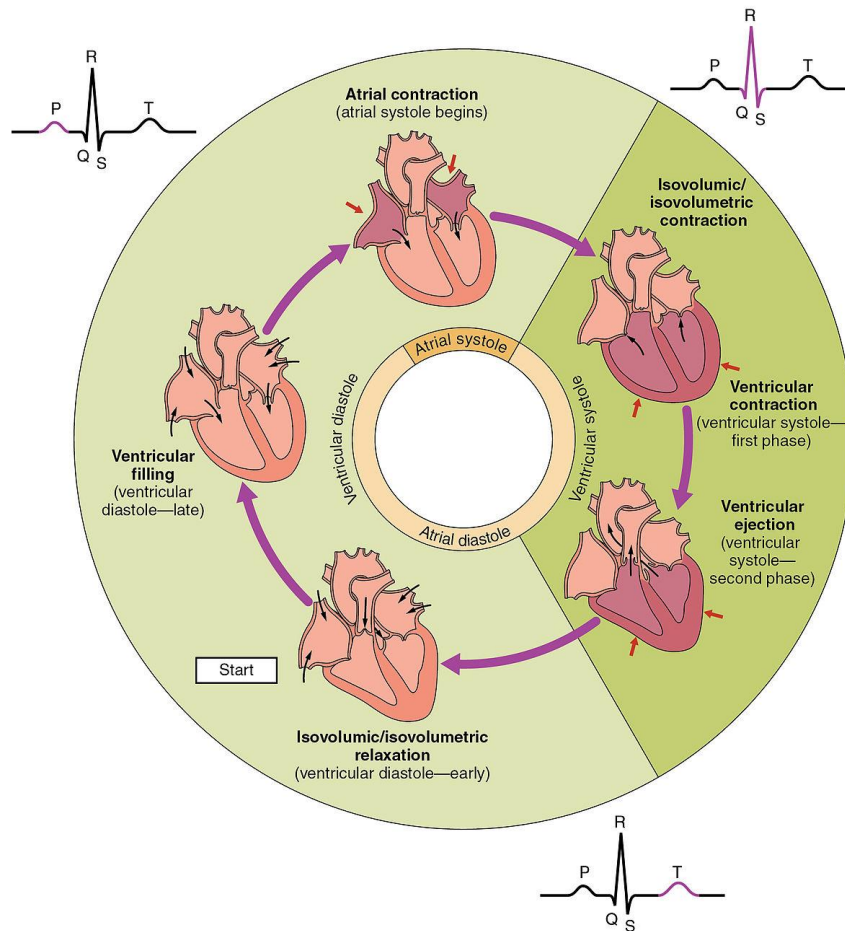


Figura 4: Señales representativas según los distintos instantes durante ciclo cardíaco⁴

- Empezando por la sístole auricular, en dónde las aurículas se llenan de sangre y se contraen, en la señal se representa como la pequeña perturbación P.
- Luego ocurre un estado en el que el estado de las aurículas se estabiliza y tenemos una señal plana.
- Siguiendo a eso ocurre la sístole ventricular con la contracción de los ventrículos los cuales son de mayor tamaño y se contraen con mayor intensidad en comparación a las aurículas. Lo cual es simbolizado por nuestra señal QRS, cabe resaltar que la contracción ocurre en dos partes, primero se contrae para cargarse de sangre, y luego se contrae de forma violenta para enviar la sangre a través de la arteria pulmonar y la aorta. La segunda contracción que dispara la sangre es nuestro pico en nuestra señal.
- Luego ocurre la diástole, donde se relajan las aurículas y luego los ventrículos. Aquí es donde captamos nuestra onda T, que representa la re-polarización de los ventrículos.
- Posterior a esto empieza nuevamente la sístole auricular y nuestro ciclo se repite.

¿Qué son los electrodos?

Los electrodos son conductores que se utilizan para hacer contacto con una superficie no metálica que forma de un circuito como un semiconductor, electrolito, vacío, etc. En la superficie de contacto ocurren reacciones de óxido-reducción. Luego el metal en contacto con el electrolito tiene tendencia a disolverse por lo que queda cargado negativamente y por otro lado, los iones del electrolito tienden a depositarse sobre el metal, con lo que se alcanza un equilibrio eléctrico pasado un período. Así es como se crea una diferencia de potencial entre el metal y el electrolito.

En nuestro caso utilizamos un electrodo de tipo adhesivo, el sistema se basa en utilizar un soporte adhesivo que posee una pasta electrolítica que al mismo tiempo al adherirse a la piel, evita que esta se vaporice.

El electrodo es el principal medio por el cual nosotros captamos las perturbaciones que ocurren en las áreas de interés y para nuestro circuito, funciona como un transductor, puesto que éste se encarga de enviar una señal que luego de verse amplificada, puede ser posteriormente analizada.



Figura 5: Un electrodo adhesivo común ⁵

Para nuestro trabajo utilizamos electrodos desechables con soporte de espuma 2228 3M, como el que se muestra en la figura.

¿En qué consiste la medición del ECG?

La medición del ECG se hace aplicando la teoría de distintos puntos de referencia siguiendo el triángulo de tres guías aumentadas (Three augmented limb leads) mediante la colocación de los electrodos en estos puntos. Los cuales se basan en obtener los potenciales en una extremidad a la vez usando una referencia negativa común entre todas, por ello son unipolares.

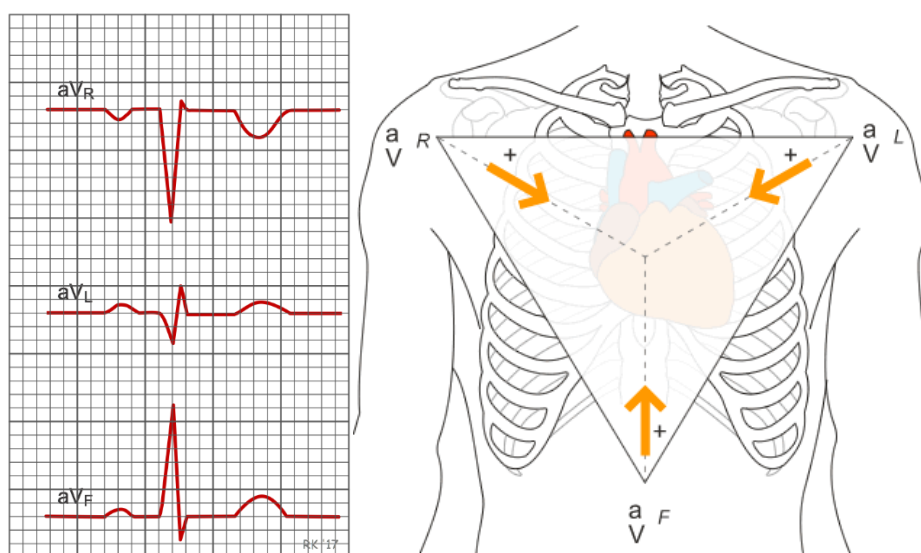


Figura 6: Representación de los puntos de referencia para la configuración de unipolar de las extremidades⁶

Donde colocamos electrodos positivos en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda, esto es siguiendo el triángulo de Eithoven. Mientras que se utiliza además un electrodo en la pierna derecha, sin embargo, este sirve para remover la interferencia introducida por nuestro circuito y no participa en nuestra señal en sí.

Para nuestro caso sin embargo utilizamos simplemente aVR y aVL en conjunto con el electrodo en la pierna derecha para reducir la interferencia, esto es debido a que la base de nuestro circuito se encuentra en la entrada de nuestro amplificador de instrumentación, amplificador cuya salida está dada por la ganancia por la diferencia de sus entradas. Con esto deberíamos tener una imagen representativa lo suficientemente aproximada para poder interpretar resultados.

Cabe resaltar que esta configuración no se utiliza en la práctica por separado, se la usa en conjunto con las guías bipolares utilizando los mismos puntos que nuestras guías unipolares y las guías precordiales que van en el abdomen, para un total de 12 guías.

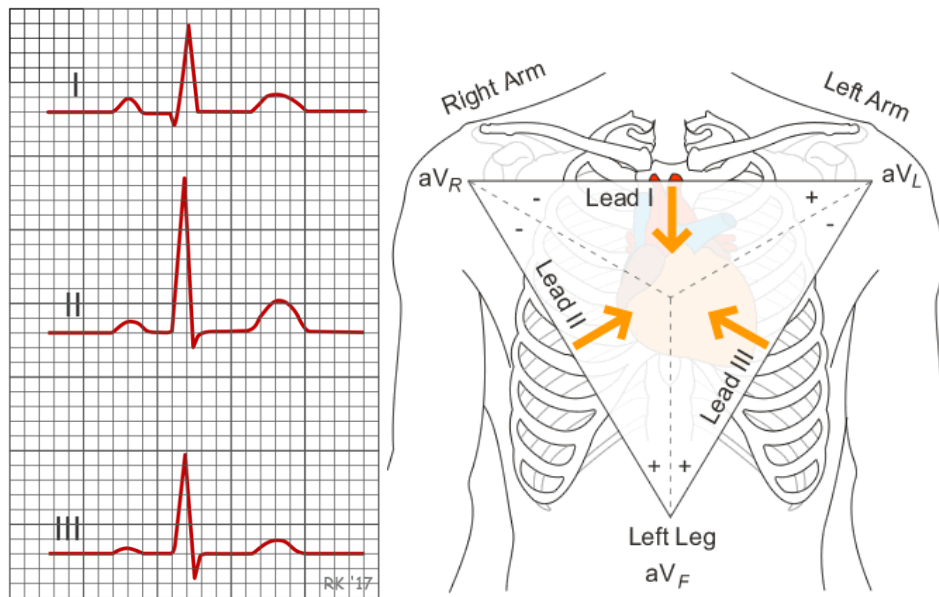


Figura 7: Representación de los puntos de referencia para la configuración de bipolar de las extremidades ⁷

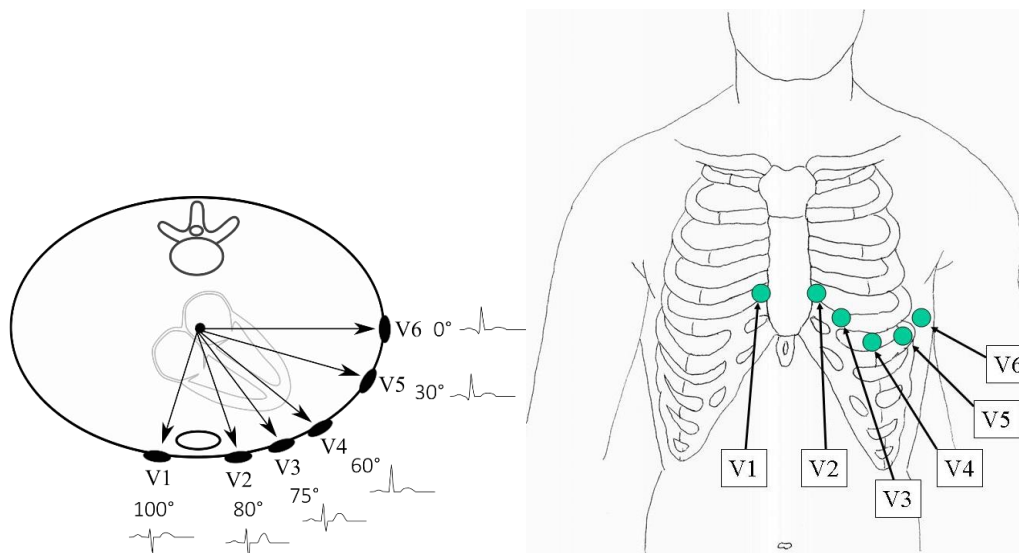


Figura 8: Representación de los puntos de referencia para la configuración en el abdomen ⁸

Las guías bipolares sin embargo no usan una referencia común sino que se referencian entre sí, esto es; guía 1, entre el brazo derecho negativo a brazo izquierdo positivo, guía 2, brazo derecho negativo a pierna izquierda positiva y guía 3, brazo izquierdo negativo a pierna izquierda positiva.

Las guías precordiales utilizan 6 puntos en el abdomen para ver al corazón desde un corte horizontal y también son unipolares ya que utilizan un punto común como referencia.

Así en conjunto, para un ECG que se utiliza en la práctica, obtenemos 12 guías que representan con cortes verticales, mediante los electrodos en las extremidades, y horizontales, mediante los electrodos en el abdomen, las señales que conforman nuestra señal cardiaca.

Características de la señal del ECG

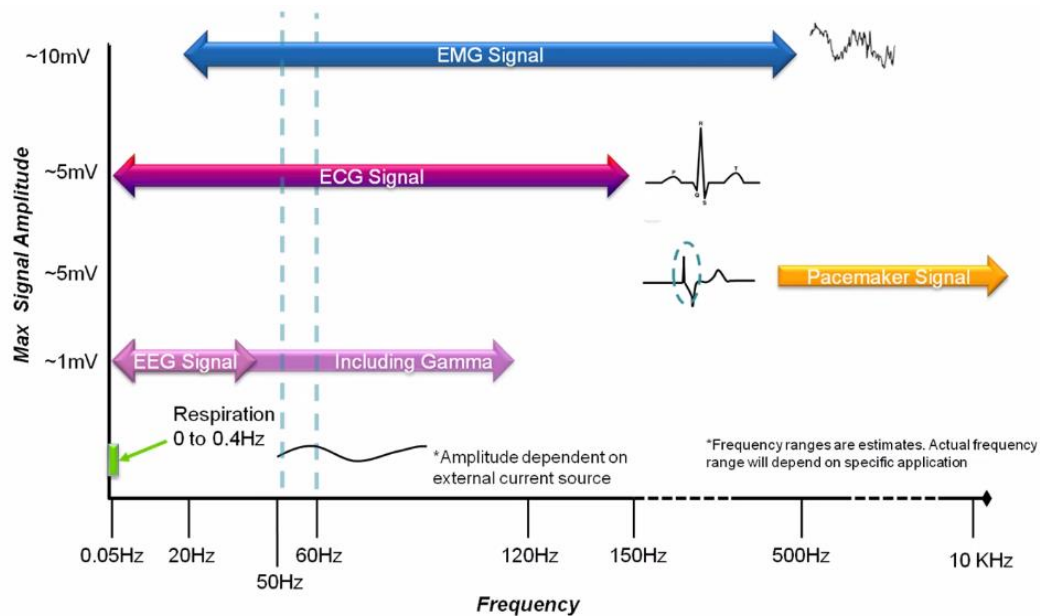


Figura 9: Máxima amplitud con respecto a la frecuencia de señales. (Imagen de video de TI).⁹

Características de los rangos de trabajo para la medición del ECG:

- Señal del ECG es de hasta 5mV.
- La frecuencia AC de la onda de ECG es de aproximadamente entre 0.05 Hz a 150 Hz como se puede apreciar en la figura 9. Rango de trabajo que podemos comparar con otras señales medidas usualmente dentro del campo médico, como lo son el electroencefalograma(EEG) y el electromiograma(EMG).
- Mención específica al solapamiento que existe con las frecuencias de 50-60 Hz de la alimentación de nuestro dispositivo.

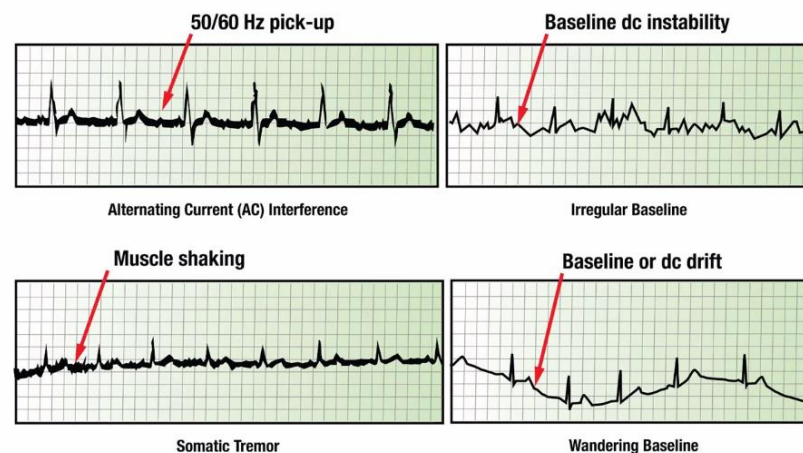


Figura 10: Desafíos en la medición del ECG. (Imagen de video de TI).¹⁰

Los desafíos para la medición del ECG son:

- Señal AC parásita a frecuencias de 50 Hz que se suma de la alimentación a nuestra señal de salida.
- Inestabilidad en la señal de modo común a factores como irregularidades propias de la piel (eléctricamente, variación de la impedancia) o mala calidad de nuestros electrodos.
- Movimientos musculares involuntarios
- Variación en nuestra tensión de modo común por corriente de conducción en DC debido a los electrodos. Esto podría ocurrir a causa de que los portadores de carga en la piel misma, cambian de comportamiento al inducirles un campo eléctrico.

Propiedades de la onda característica P-Q-R-S-T

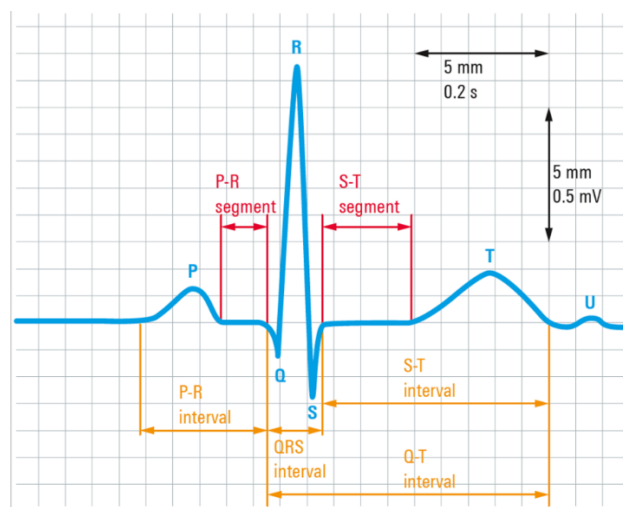


Figura 11: Propiedades de la onda característica P-Q-R-S-T¹¹

Intervalos:

- P-R: 200 ms
- Q-T: 310 ms
- P-R: 100 ms
- S-T: 140 ms
- Q-R-S: 60-100 ms

Para un período promedio de la onda completa de 500 ms lo cual equivale a una frecuencia de 0.5 Hz, razón por la cual el límite inferior en el rango total va desde una década anterior y por la misma razón se utilizó una frecuencia de corte superior de 0.05.

Sin embargo dependiendo de la persona este período por lo general puede variar de un rango de 500ms a 800 ms dependiendo de las características como estado físico, edad, etc.

Ondas:

- P: Representa la despolarización de ambas aurículas. De duración por lo general menor a 100 ms y 2,5mm de ancho con amplitud máxima de 0,25 mV y 2,5mm de ancho.
- Q: Representa la despolarización de los ventrículos. De duración entre 60 ms y 100 ms, es también la primera onda del intervalo Q-R-S negativa. Puede tanto tener presencia como no en la señal.

- R: La primera onda positiva del intervalo Q-R-S. Si la onda siguiente a esta también es positiva, recibe el nombre de R'. Además, puede o no tener una onda Q negativa que le anteceda.
- S: La onda que sigue a R, y la segunda negativa del intervalo Q-R-S.
- T: Representa la re-polarización de los ventrículos. Por lo general de menor amplitud que Q-R-S.
- U: No se comprende con exactitud que causa la aparición de esta onda pero es la de menor amplitud y en nuestro caso particular nuestro filtro no será capaz de captar esta onda por falta de precisión. En medicina por lo general se analiza esta onda en caso que aparezca invertida, es decir negativa o cuando esta se fusiona con T.

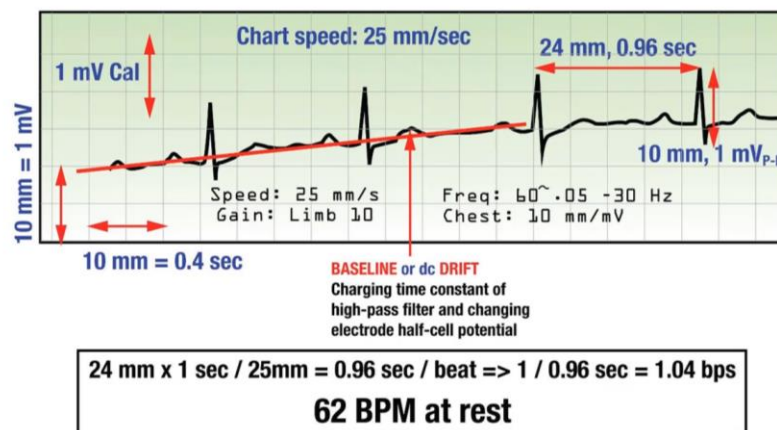


Figura 12: Imagen ilustrativa de cómo calcular el BPM (Imagen de video de TI).¹²

Para calcular el BPM o latidos por minutos, se tiene cuenta la distancia entre pico y pico de cada R. Esta longitud es proporcional según el período de la señal a $25 \frac{mm}{seg}$ por lo que se debe dividir la distancia por este valor, luego hacer su inversa para obtener la cantidad de latidos por segundo y multiplicarla por 60 para tener la cantidad de latidos por minuto.

Diagrama de Bloques

En el siguiente diagrama de bloques explicaremos brevemente la estructura del circuito que nos proporcionará la señal del ECG interpretable.

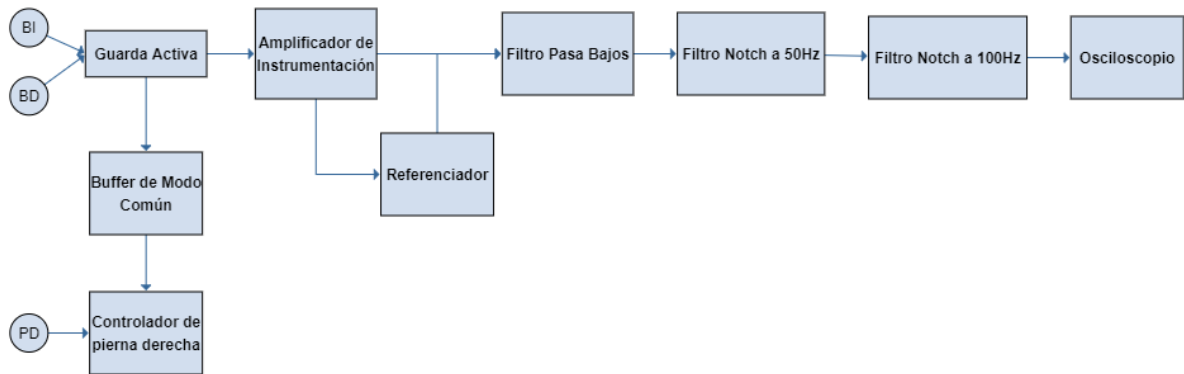


Figura 13: Representación estructural por bloques de las partes que componen a nuestro circuito.

Características de cada bloque:

- **Guarda Activa:** La guarda activa es implementado a modo de reducción de ruido en la entrada que se produce por acople capacitivo. Esto se logra mediante una capacitancia que conecta a masa en la entrada no inversora en el lazo de realimentación para nuestro amplificador operacional en nuestro circuito de buffer en modo común (seguidor de emisor).
- **Buffer de Modo Común:** Parte del circuito que se encarga de hacer de puente entre el divisor de tensión que utilizamos para controlar la ganancia del amplificador de instrumentación para que no haya efecto de carga ni pérdidas en estas terminales así también como para mantener una tensión constante en el divisor de tensión para la entrada inversora en el amplificador operacional del controlador de pierna derecha.
- **Controlador de pierna derecha:** Se encarga de mandar una señal de realimentación negativa al electrodo de la pierna derecha a modo de reducir valores positivos indeseados que este pueda producir debido a factores causados intrínsecamente por cualidades del biopotencial del cuerpo mismo o inducidos por el electrodo en sí. De esta forma podemos mejorar la cualidad de referencia como tierra que debe cumplir.
- **Amplificador de Instrumentación:** El amplificador de instrumentación se encarga principalmente de amplificar a una ganancia controlada nuestra salida inmediata del mismo, con las cualidades principales de poseer un modo de rechazo común (CMRR) elevado, baja tensión de offset, para mayor precisión y un requisito muy pequeño de corriente de alimentación, cualidad muy buena para circuitos de menor tamaño.

- **Referenciador:** Es un circuito integrador que se encarga de actuar como un paso altos visto desde el nodo de referencia del amplificador operacional de instrumentación, a modo de filtrar las frecuencias del rango de 0.05 Hz.
- **Filtro Pasa Bajos:** El filtro paso bajo sirve para definir el límite superior en la frecuencia de trabajo, dentro del rango de 150 Hz.
- **Filtros Notch a 50 Hz y 100 Hz:** Sirve para eliminar todas las señales que puede introducir nuestra alimentación, 50 Hz ya que esa es la frecuencia AC para la corriente de nuestro país y 100 Hz para la luz fluorescente.
- **Osciloscopio:** Nos mostrará la señal final del ECG en la salida de nuestro circuito, mediante él podremos identificar e interpretar nuestras ondas que ya habíamos descrito en profundidad anteriormente y hacer los cálculos correspondientes para verificar sus cualidades.

Selección de Componentes

Integrados	CMRR	Corriente de Alimentación	Precio	BW a G=100	Tensión offset
INA 114	115	3mA	11,01\$	10kHz	50 uV
INA 128	120	0,7 mA	10,01\$	200kHz	50uV
INA 110	106	3.3mA	14,89\$	450kHz	500uV
INA 118	120	0.35 mA	11,28\$	70kHz	50uV
INA 121	106	0.45 mA	7,56\$	50kHz	200uV
AD620	130	1.3 mA	7,30\$	120 kHz	200 uV

Figura 14: Cuadro comparativo de amplificadores de instrumentación.¹³

En el cuadro se pueden observar todas las características de los amplificadores de instrumentación recomendados por Texas Instruments. Los precios se consiguieron por el costo promedio de cada componente que encontramos en internet de la página oficial de la manufacturera.

Para este trabajo se decidió escoger el INA 128 debido principalmente a la baja corriente de alimentación, ya que esta es una característica deseable para circuitos más pequeños, su coste medio y la baja tensión de offset, ya que esta es fundamental para el trabajo con señales muy pequeñas en la entrada para una mayor precisión. En el ejemplo proveído por el fabricante, este utiliza un OPA2131 como referenciador, el cual es un amplificador operacional de bajo consumo y respuesta rápida. En nuestro caso encontramos disponible el OPA2132 de la misma familia del x130.

Componentes	Valores
Potenciómetros	100k Ω (2)
Preset (Potenciómetros de alta resolución)	22k Ω (2), 50k Ω (2)
Resistencias	200 Ω (1), 220 Ω (2), 240 Ω (2), 1k Ω (1), 2.2k Ω (1), 10k Ω (1), 56k Ω (2), 390k Ω (2), 470k Ω (2), 10M Ω (1)
Amplificadores Operacionales	INA 128 (1), OPA2132 (4)
Capacitores Electrolíticos	2.2uF (1), 10uF(2)
Capacitores de Cerámica	100nF (10)

Figura 15: Cuadro de componentes utilizados en la práctica.

Los valores elegidos de los componentes serán mencionados a la par del desarrollo teórico, estos valores son comerciales y por lo general, fueron elegidos por ser los más aproximados a los cálculos teóricos.

Etapa de pre-amplificación

La etapa de pre-amplificación consiste en la implementación de la Guarda activa, del circuito de la pierna derecha conjunto con el circuito referenciador conectado al amplificador de instrumentación.

Guarda activa y circuito de la pierna derecha

En la siguiente figura se muestra el modelo utilizado seleccionado para la implementación del circuito de la pierna derecha. Este modelo es el recomendado por el datasheet del amplificador de instrumentación elegido (INA128), en donde decide utilizar como buffer un OPA2131, conectado a la Guarda activa para reducir interferencias externas, el cual a su vez está conectado a un circuito en configuración inversora y a la pierna derecha. Esto se hace a modo de realimentar cualquier exceso de señal que podría introducir nuestra pierna derecha, de esta forma, realimentando se obtiene un punto de referencia más estable que cumple mejor con su función de referencia como tierra.

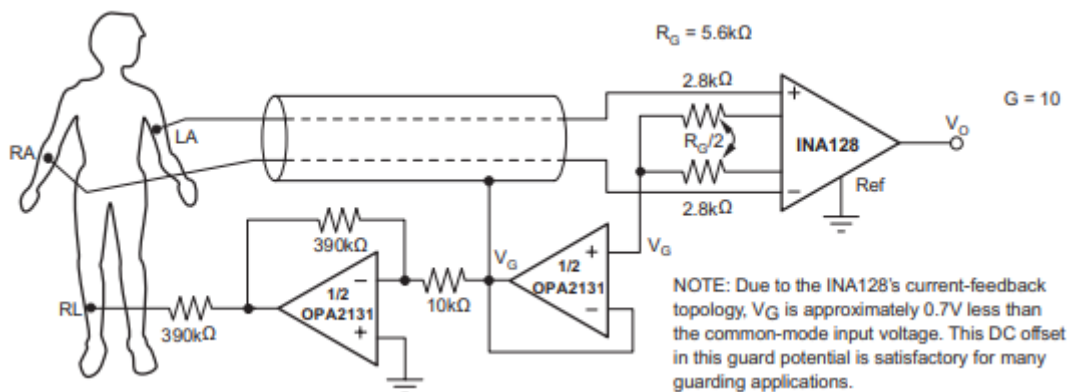


Figura 16: ECG Amplifier With Right-Leg Drive. (Datasheet INA128)

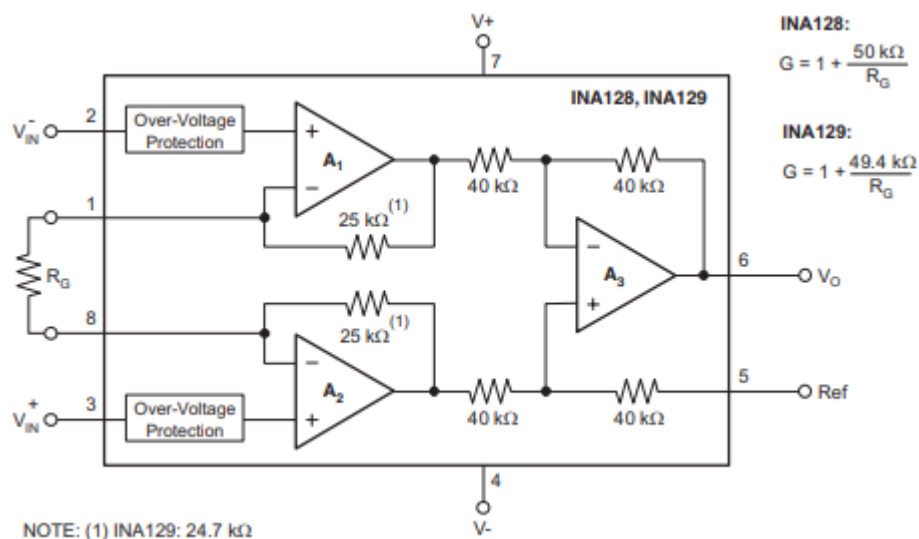


Figura 17: Diagrama funcional de bloques de INA128. (Datasheet INA128)

Teniendo en cuenta el diagrama funcional de la figura 15 y sabiendo que $V_o = G (V_{in+} - V_{in-})$, tuvimos que tener en cuenta la elección de una ganancia adecuada en esta etapa.

DESIRED GAIN (V/V)	INA128		INA129	
	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	NC	NC	NC	NC
2	50.00k	49.9k	49.4k	49.9k
5	12.50k	12.4k	12.35k	12.4k
10	5.556k	5.62k	5489	5.49k
20	2.632k	2.61k	2600	2.61k
50	1.02k	1.02k	1008	1k
100	505.1	511	499	499
200	251.3	249	248	249
500	100.2	100	99	100
1000	50.05	49.9	49.5	49.9
2000	25.01	24.9	24.7	24.9
5000	10.00	10	9.88	9.76
10000	5.001	4.99	4.94	4.87

NC: No Connection

Figura 18: Tabla de la ganancia con respecto a R_G . (Datasheet INA128).

Observando dicha tabla de la figura 16 proveída por Texas Instruments en el datasheet del INA128. Deducimos que una ganancia adecuada podría ser la de 100 V/V, a causa de que la señal que se tomara ronda entre 1mV a 5mV.

Utilizando la fórmula proveída por el fabricante hallamos que si queremos una ganancia de 100 V/V. Debemos usar $100 = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$, $R_G = 505,0505 \Omega$. Dónde nuestros valores cercanos más aproximados son 480 Ω y 510 Ω , sin embargo utilizamos en total 480 Ω ya que necesitamos separar nuestra R_G en dos partes iguales para el circuito de realimentación para la pierna derecha, por lo cual esta resistencia se divide en dos de 240 Ω .

Circuito referenciador

En la figura 19 se observa un modelo proveído por el fabricante, en el cual al pin de referencia del INA128 se lo realimenta con un circuito paso bajo visto desde V_O , el cual a su vez es un integrador. Pero visto de la entrada del INA128 este modelo se comporta como un paso alto. En donde la salida V_O se encuentra limitada por la frecuencia de corte del circuito paso alto. En el ejemplo proveído por el fabricante, este utiliza un OPA130, el cual es un amplificador operacional de bajo consumo y respuesta rápida. Para nuestro circuito utilizamos, sin embargo, un OPA2132 el cual posee una respuesta adecuada para nuestras necesidades.

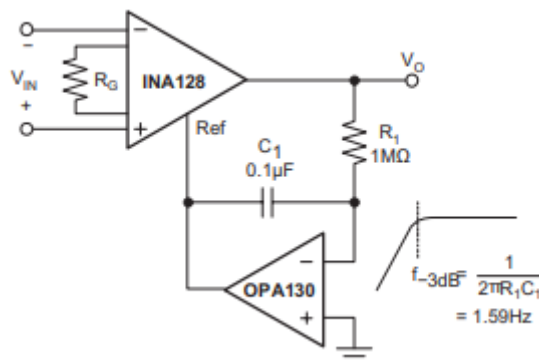


Figura 19: AC-Coupled Instrumentation Amplifier. (Datasheet INA128).

Teniendo en cuenta la ecuación proveída por el fabricante, podemos hallar la frecuencia de corte superior del filtro paso altos, como habíamos descrito anteriormente en el rango de frecuencias del ECG utilizado en la medicina, utilizaremos una frecuencia de corte superior de $f_c = 0.05\text{Hz}$ y utilizando $C_1 = 300\text{nF}$

$$f(-3\text{dB}) = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = 0.05\text{Hz}$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \cdot 300 \times 10^{-9} \cdot 0.05} = 10.61\text{M}\Omega$$

Valor comercial más cercano $R_1 = 10\text{M}\Omega$

Simulaciones del Circuito Referenciador

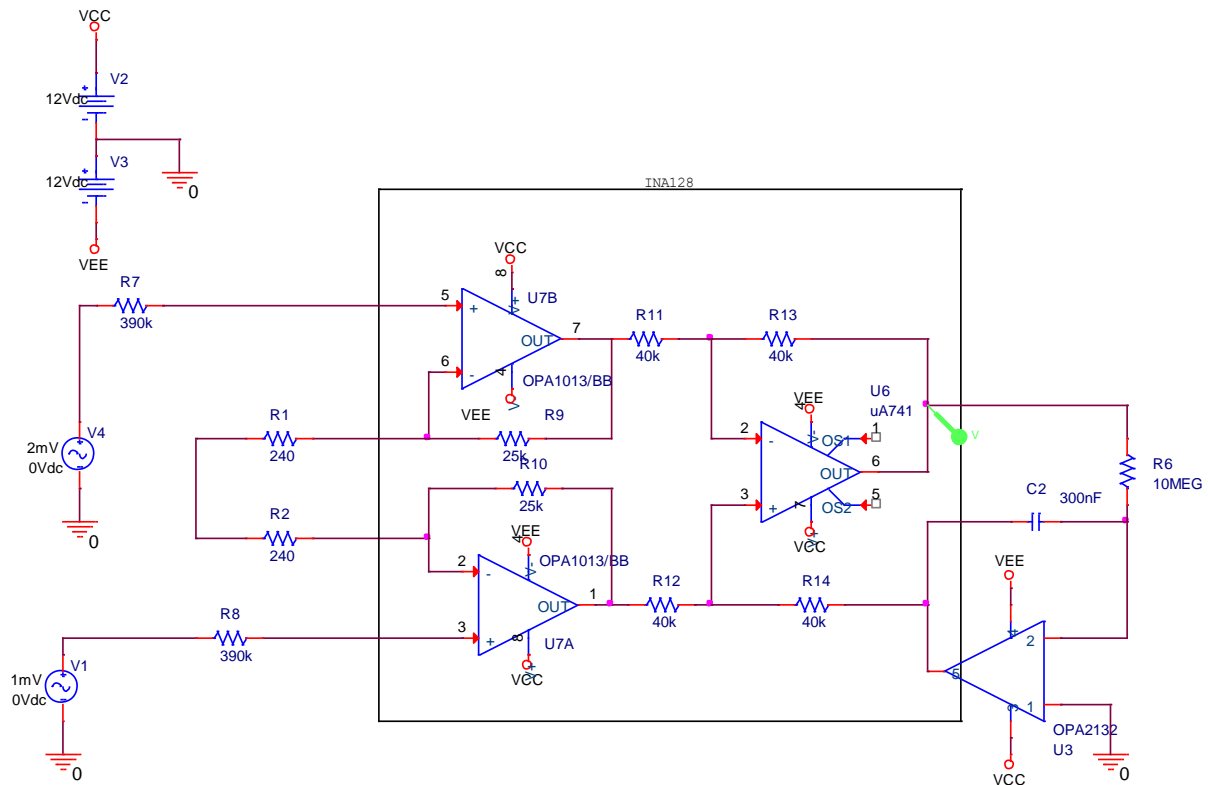


Figura 20: Modelo en Pspice del amplificador de instrumentación y el circuito referenciador.

En el modelo del Pspice se utilizaron simplemente fuentes en alterna con una variación de 1mV entre cada una, a modo de ver el efecto real en la salida de nuestro amplificador de instrumentación y ver como este se comporta en conjunto con el circuito referenciador.

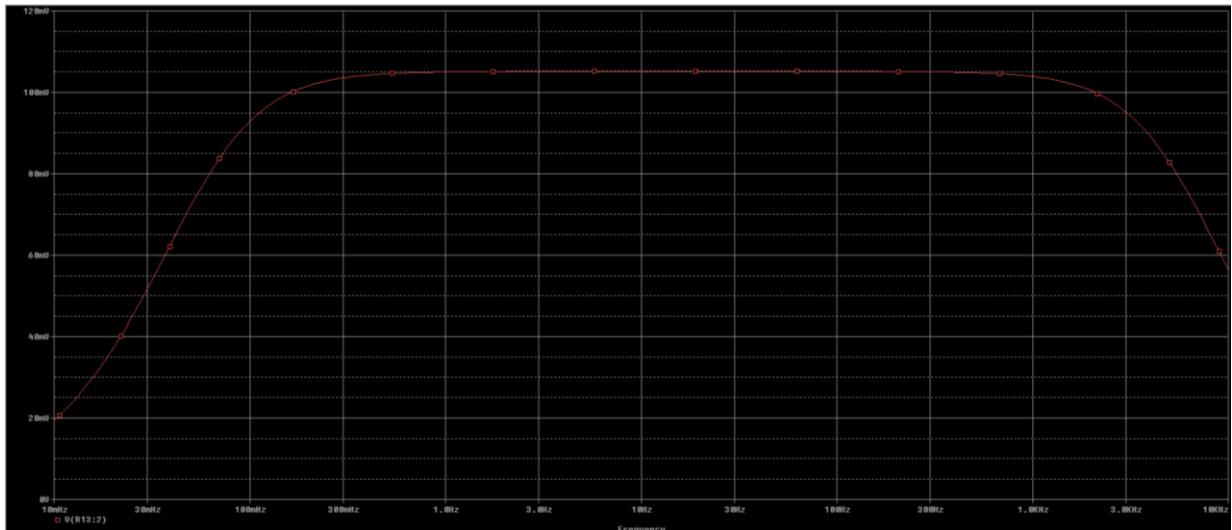


Figura 21: Tensión en la salida de nuestro amplificador de instrumentación.

Se observa que en la salida se tiene una ganancia de aproximadamente 105V/V, con una diferencia de 5V/V en comparación a los valores teóricos hallados.

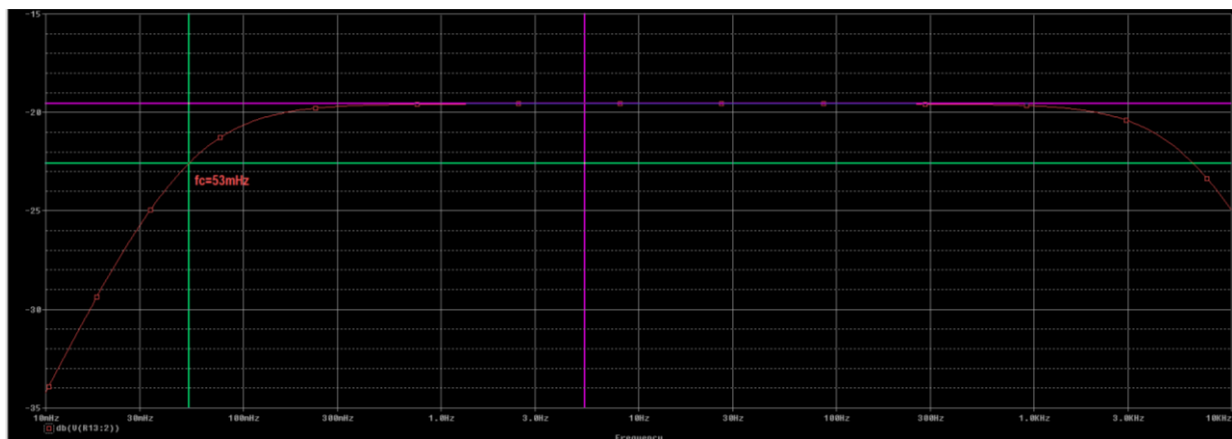


Figura 22: Gráfico de magnitud para la salida de nuestro amplificador de instrumentación.

	Trace Color	Trace Name	Y1	Y2	Y1 - Y2		Y1(Cursor1) - Y2(Cursor2)	3.0086		
		X Values	5.3480	53.068m	5.2949		Y1 - Y1(Cursor1) Y2 - Y2(Cursor2)	Max Y	Min Y	Avg Y
	CURSOR 1,2	db(V(R13:2))	-19.564	-22.572	3.0086		0.000	0.000	-19.564	-22.572 -21.068

Tabla 1: Representación del cursor del gráfico de magnitud para el efecto del filtro paso altos en la salida del operacional.

En cuanto a la frecuencia de corte, esta es bastante aproximada a la hallada teóricamente con tal solo 3mHz de diferencia a nuestra frecuencia de corte deseada.

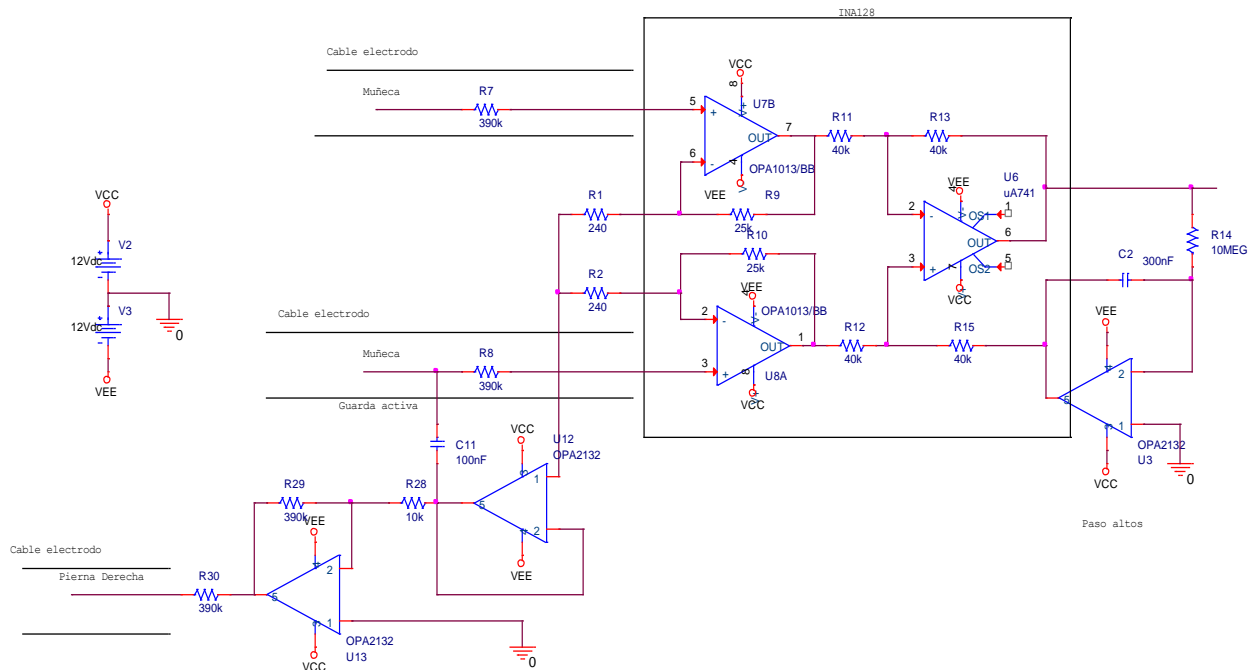


Figura 23: Modelo en el Pspice del circuito completo hasta nuestro circuito referenciador.

En la figura 23 se puede apreciar la etapa de pre-amplificación en su totalidad. Primeramente la entrada, con los cables de los electrodos que van conectados a la persona y estos conectados a nuestro amplificador de instrumentación. Siendo este regulado con un buffer que realimenta al blindaje de nuestros cables de entrada actuando como guarda activa mediante un capacitor. Luego este amplificador se conecta en serie con otro en configuración inversora para la realimentación a la pierna derecha. Y finalmente hacia la derecha tenemos el circuito referenciador que actúa como paso altos.

Filtro paso bajos

Consiste en la etapa paso bajos R1-C1, seguida por la etapa de integrador constituida por R2-C2 y el amp op. La presencia de retroalimentación positiva a través de R3 debe permitir el control de Q. Este circuito es del tipo KRC activo, ya que posee una ganancia en la salida respecto a su entrada.

Decidimos utilizar una frecuencia de corte superior bastante alta, 500Hz, en contraste esto es cuatro décadas mayor a nuestra frecuencia de corte inferior. Sin embargo consideramos esto adecuado debido a que nuestro ECG consiste de solo dos puntos para el muestreo, brazo izquierdo y derecho, de nuestra señal en comparación a los ECG utilizados en el área médica en la práctica que utiliza doce puntos.

El análisis de alterna del circuito nos da que $V_o/V_i = H_{OLP}H_{LP}$, donde:

$$H_{OLP} = -\frac{R_3}{R_1}$$

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_2 R_3 C_1 C_2}}$$

$$Q = \frac{\sqrt{C_1/C_2}}{\sqrt{R_2 R_3/R_1^2} + \sqrt{R_3/R_2} + \sqrt{R_2/R_3}}$$

$$H_{OLP} = 10 \frac{v}{v}$$

$$f_0 = 500 \text{ Hz}$$

$$Q = 0.707$$

Un procedimiento posible de diseño es elegir un valor conveniente de C_2 y calcular $C_1 = nC_2$, donde n es la distribución de la capacitancia.

$$n \geq 4Q^2(1 + H_o)$$

En nuestro caso:

$$n=22$$

Y:

$$C_1 = 2,2\mu F \quad C_2 = 100nF$$

Utilizando los parametros estandar, finalmente tenemos:

$$R_3 = \frac{1 + \sqrt{1 - 4Q^2(1 + H_o)/n}}{2\omega_0 Q C_2}$$

$$R_3 = 2251,13\Omega$$

$$R_1 = \frac{R_3}{H_o}$$

$$R_1 = 225,1\Omega$$

Valor comercial más cercano $R_1 = 220\Omega$

$$R_2 = \frac{1}{\omega_0^2 R_3 C_1 C_2}$$

$$R_2 = 204,58\Omega$$

Valor comercial más cercano $R_2 = 200\Omega$

Simulaciones del Filtro paso bajos

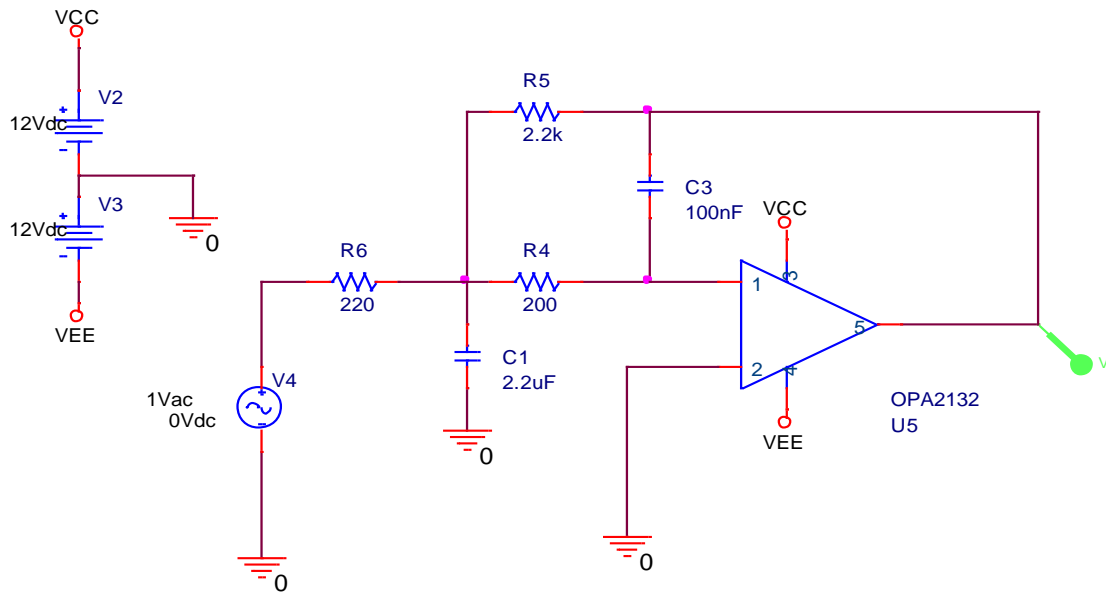


Figura 24: Modelo en Pspice del circuito paso bajos.

Donde para los valores anteriores tenemos en nuestro circuito $R_6=R_1$, $R_4=R_2$, $R_5=R_3$.

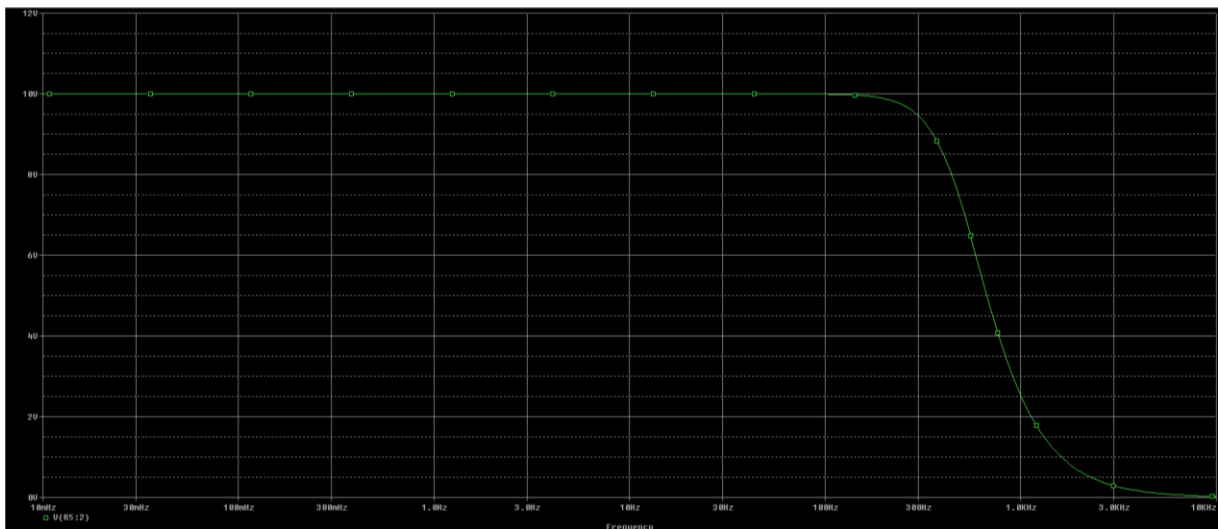


Figura 25: Tensión en la salida del filtro paso bajos.

En la figura 25 la ganancia es de 10V/V por lo que para una entrada de 1V da el resultado deseado.

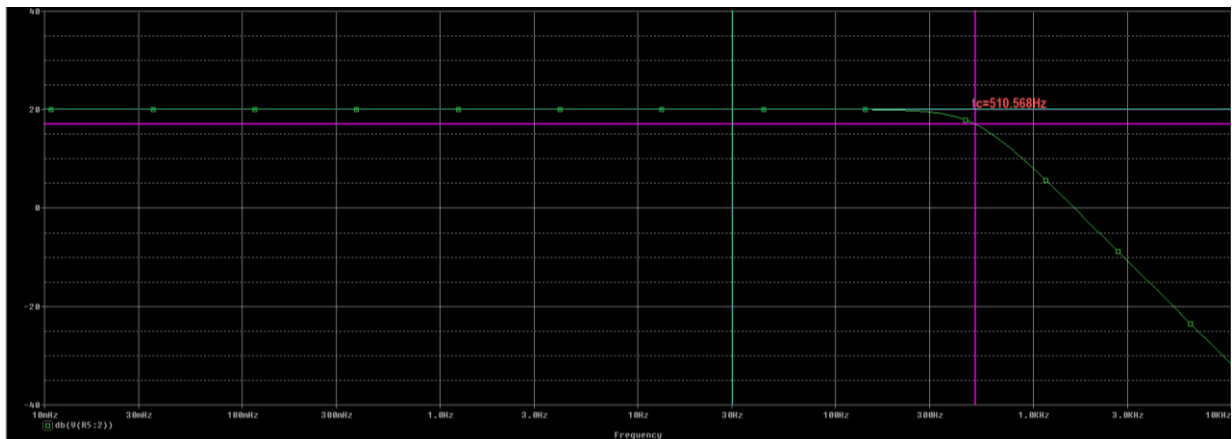


Figura 26: Gráfico de magnitud para la salida del filtro paso bajos.

	Trace Color	Trace Name	Y1	Y2	Y1 - Y2	Y1(Cursor1) - Y2(Cursor2)	-2.9917			
		X Values	510.568	30.190	480.378	Y1 - Y1(Cursor1)	Y2 - Y2(Cursor2)	Max Y	Min Y	Avg Y
	CURSOR 1,2	db(V(R5:2))	17.008	20.000	-2.9917	0.000	0.000	20.000	17.008	18.504

Tabla 2: Representación del cursor del gráfico de magnitud para la salida del filtro paso bajos.

Para el gráfico de magnitud se puede apreciar que nuestra frecuencia de corte es de aproximadamente 500Hz siendo la diferencia en comparación a los datos teóricos de 10,568Hz. En cuanto a magnitud, se observa el aporte de 20 dB, debido a que es un filtro activo, hasta encontrarse con el polo.

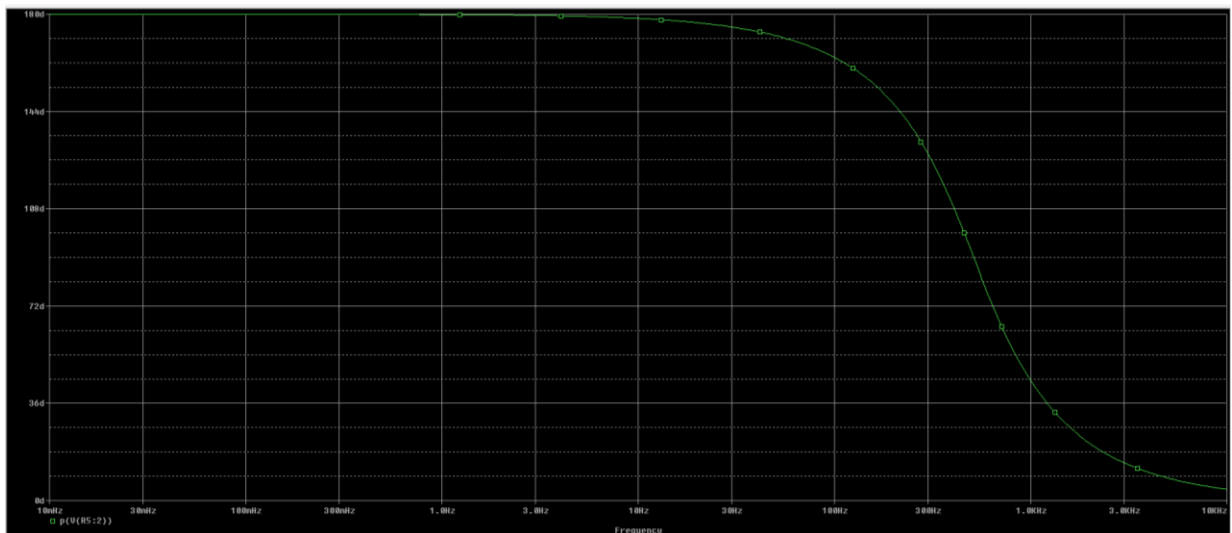


Figura 27: Gráfico de fase para la salida del filtro paso bajos.

En el gráfico de fase se puede apreciar una curva suave con una longitud de poco más de una década en cada extremo de la frecuencia de corte, esto es debido al intervalo en que se encuentra nuestro factor de calidad $0 < Q < 1$.

Filtros Notch

Los filtros Notch tienen la función de actuar como filtros rechaza banda KRC activos para frecuencias centrales muy puntuales y exactas. Estos se caracterizan por poseer la función de transferencia de la forma $H(j\omega) = H_{0N}H_N(j\omega)$, donde H_{0N} corresponde a la constante que representa la ganancia, y siendo de la forma $H_N(j\omega)$:

$$H_N(j\omega) = \frac{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + \frac{(j\omega)}{Q}}$$

Los Filtros Notch que utilizamos sin embargo consisten en dos amplificadores y tres resistencias variables para poder controlar y sintonizar el filtro y sus variables siendo estas, el factor de calidad Q , el ancho de banda $\beta\omega$ y la frecuencia central f_c . Este filtro recibe el nombre de Twin-T con puente diferenciador y está basado en el filtro Notch común de topología tipo Sallen-Key, nos hemos tomado la libertad de tomar el siguiente circuito del libro de Horowitz y aplicarlo directamente ya que este es un filtro sintonizable de 25 Hz a 100 Hz, rango donde se encuentran las señales a cuyas frecuencias deseamos eliminar.

Tomándonos ciertas libertades sin embargo realizamos algunos cambios debido a que no todos los valores propuestos por este circuito son valores comerciales exactos. Esto sin embargo no presenta ningún problema debido a que la variación en comparación a los valores comerciales en los componentes se encuentra dentro del rango de tolerancia de los valores propuestos.

Siendo los valores cambiados los siguientes:

- 464k Ω (valores con 1% de tolerancia entre 459,36k Ω y 468,64k Ω) cambiamos por 470k Ω
- 60,4k Ω (valores con 1% de tolerancia entre 59,796k Ω y 61,004k Ω) cambiamos por 56k Ω
- 20k Ω (valores con 10% de tolerancia entre 18k Ω y 22k Ω) cambiamos por 22k Ω y esto también ayuda a compensar el valor más pequeño de la resistencia anterior)

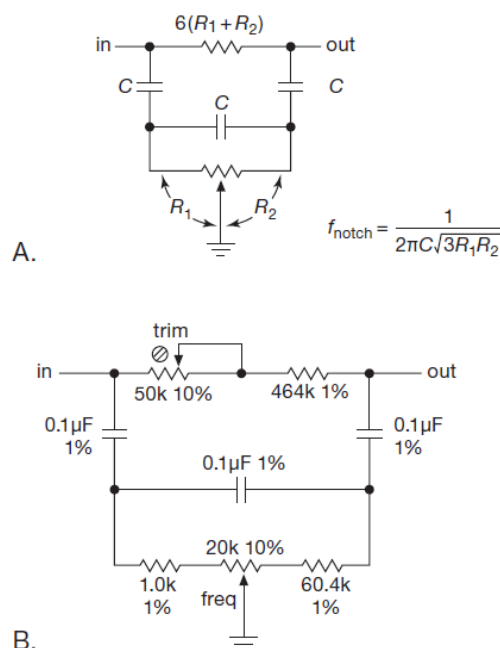


Figura 28: Modelo de filtro Notch tipo Twin-T ajustable. ¹⁴

Simulaciones del Filtro Notch de 50Hz

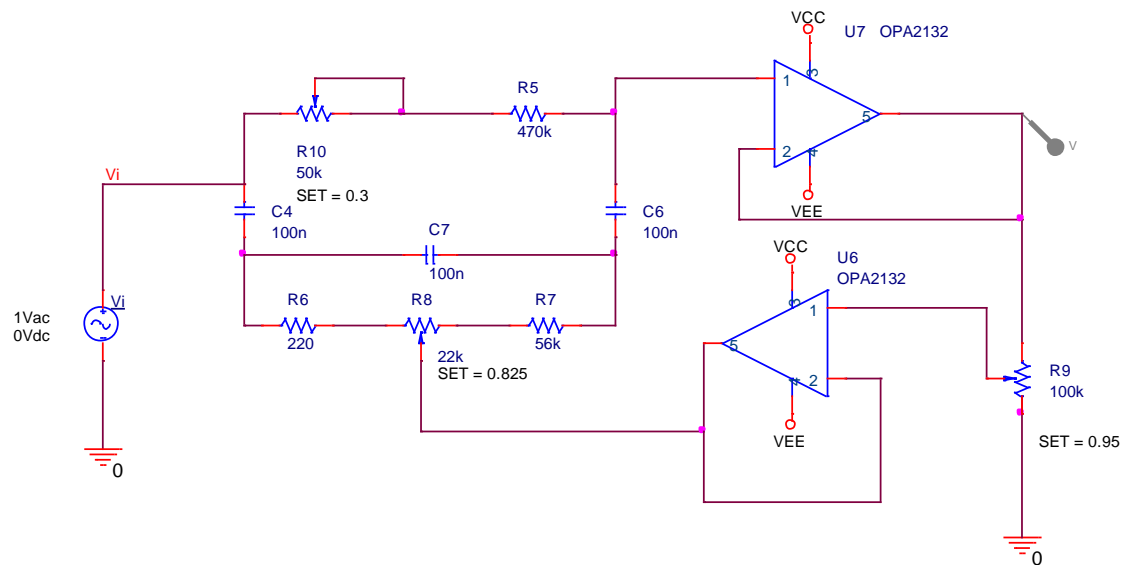


Figura 29: Modelo en Pspice para el filtro Notch de 50 Hz.

Para el modelo utilizado contamos con tres resistencias variables cada una cumple con una función distinta. La resistencia en el lado superior del circuito $R_{10}=50k$ es un preset, este se utiliza para ajustar la profundidad con que “cae” nuestra frecuencia central en magnitud afectando mínimamente el ancho de banda. $R_8=22k\Omega$ se utiliza para ajustar la frecuencia central de filtrado. Y finalmente la resistencia $R_9=100k\Omega$ funciona como un selector de ancho de banda que está directamente relacionado a nuestro factor de calidad Q .

El preset $R_9=100k\Omega$ se rige bajo la ecuación $R_1 = (4Q - 1)R_2$ y teniendo en cuenta que $Q = \frac{f_c}{f_h - f_l}$, podemos ver que este potenciómetro afecta directamente a la profundidad de nuestra frecuencia central así también como al ancho de banda, ya que a mayor valor en nuestro factor de calidad menor es nuestro ancho de banda.

Para un ancho de banda deseado de $\beta w=10$, tenemos que para la frecuencia central deseada $f_c = 50Hz$

$$Q = \frac{50 Hz}{10 Hz} = 5$$

Y:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{1}{4Q - 1} = \frac{1}{19}$$

Por lo que obtenemos la relación para nuestro potenciómetro de 19 a 1, es decir $R_1=0.95R_2$

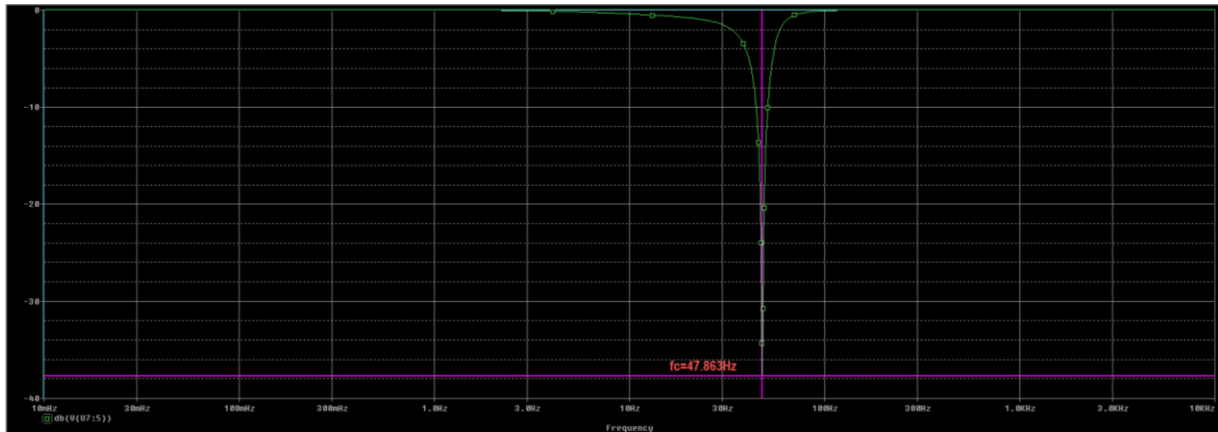


Figura 30: Gráfico de ganancia y frecuencia central Notch para el filtro de 50Hz.

En el gráfico de magnitud observamos una frecuencia central de valor $f_c = 47,863$ Hz y con una ganancia de $-37,789$ dB.

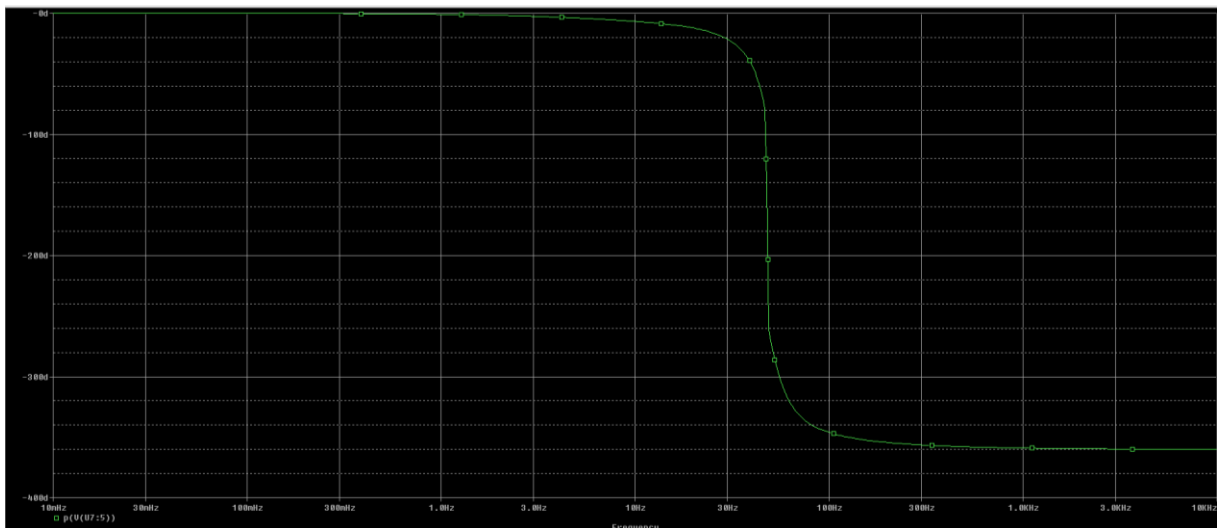


Figura 31: Gráfico de fase para el filtro de 50 Hz.

En el gráfico de fase se observa un cambio de fase muy brusco y una caída muy vertical, esto es debido a que nuestro valor de Q es bastante mayor a la unidad.

Simulaciones del Filtro Notch de 100Hz

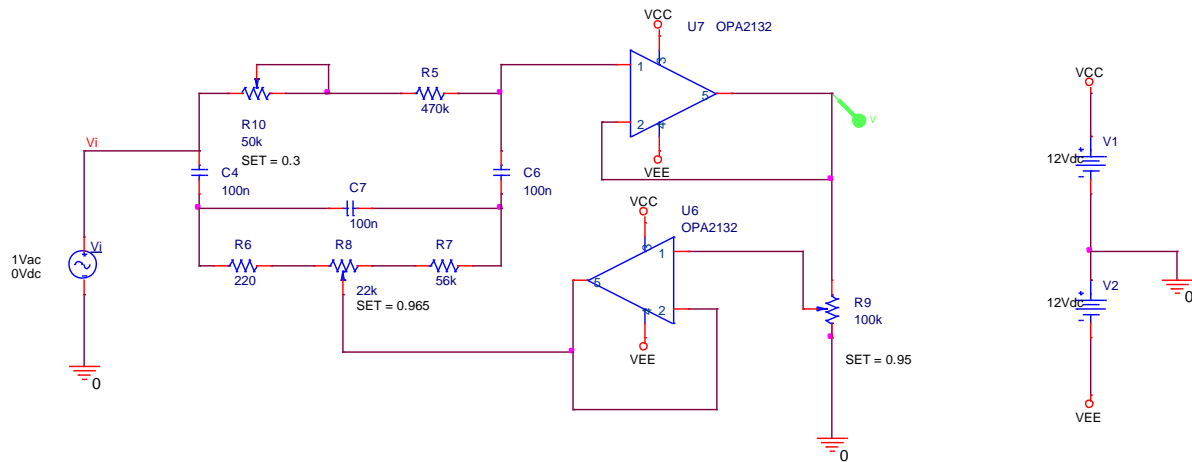


Figura 32: Modelo en Pspice para el filtro Notch de 100 Hz.

Para el filtro Notch de 100 Hz se realizó una modificación en el potenciómetro encargado de determinar la frecuencia central de nuestro circuito, dando la relación que se muestra en la figura. El ancho de banda deseado se mantiene igual y también lo hace el preset.

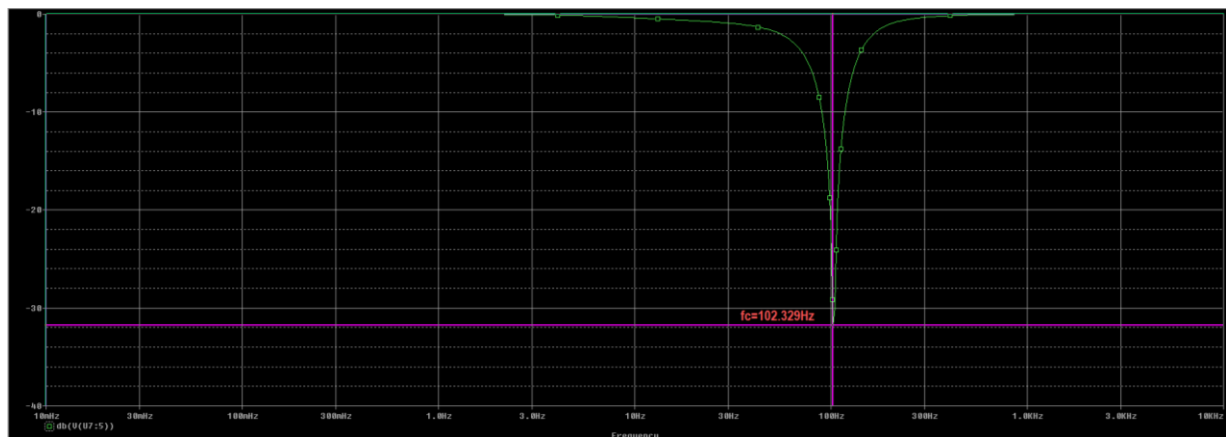


Figura 33: Gráfico de ganancia y frecuencia central Notch para el filtro de 100 Hz.

En el gráfico de magnitud observamos una frecuencia central de valor $f_c = 102,329$ Hz y con una ganancia de -31,756 dB.

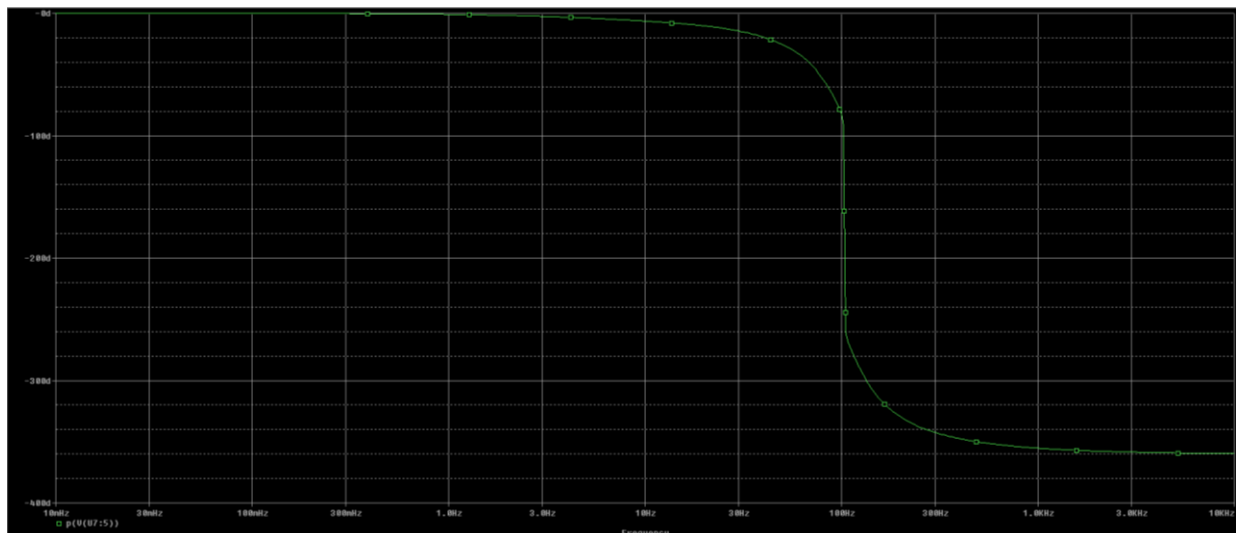


Figura 34: Gráfico de fase para el filtro de 100 Hz.

Para el gráfico de fase se observa el mismo comportamiento que con el filtro de 50 Hz.

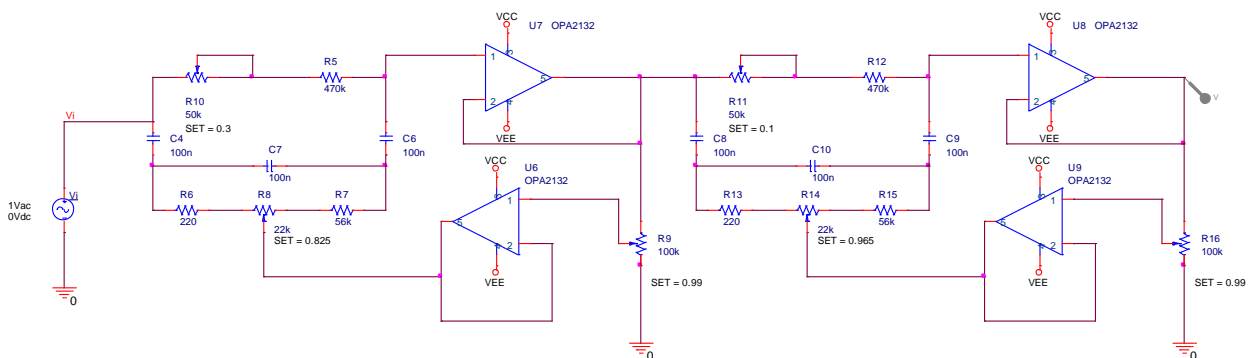


Figura 35: Modelo en Pspice para ambos filtros Notch juntos.

Para el circuito con ambos filtros conectados en serie para el filtrado puntual de las frecuencias de 50 Hz y 100 Hz se hicieron pequeñas modificaciones nuevamente a los circuitos, las cuales fueron: el cambio del preset R11 para el filtro de 100 Hz y el cambio al máximo de los presets de 100kΩ. El preset se cambió de tal forma que las magnitudes para ambas frecuencias centrales fuesen lo más simétricas posibles al mismo tiempo de que no sean de tanto tamaño y los presets de 100kΩ se modificaron a modo de reducir el ancho de banda para que no hubiese tanto retardo a la hora de subir y volver a equilibrarse la señal para ambas frecuencias, pero principalmente para nuestra frecuencia de 50 Hz.

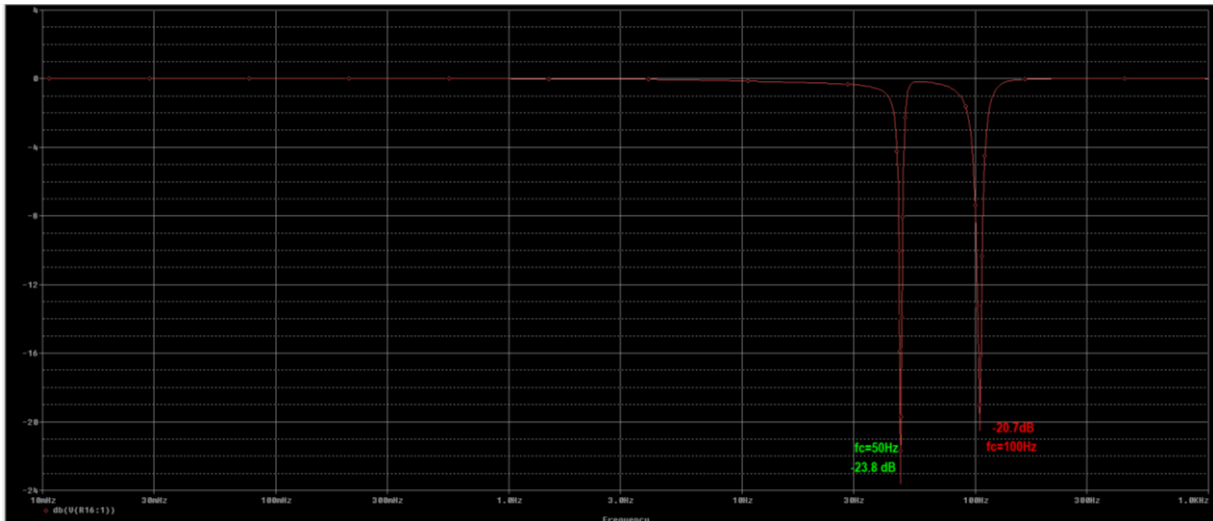


Figura 36: Gráfico de ganancia y frecuencias centrales Notch para el circuito con ambos filtros juntos.

En la figura 36 se aprecian los cambios realizados y justificados anteriormente, los picos están bien definidos y el tiempo de recuperación es bastante corto para la frecuencia de 50 Hz, dando así un ancho de banda discreto donde entre este y 100 Hz, la señal puede pasar y de esta forma no perdemos información clave.

Diagrama de conexiones del circuito

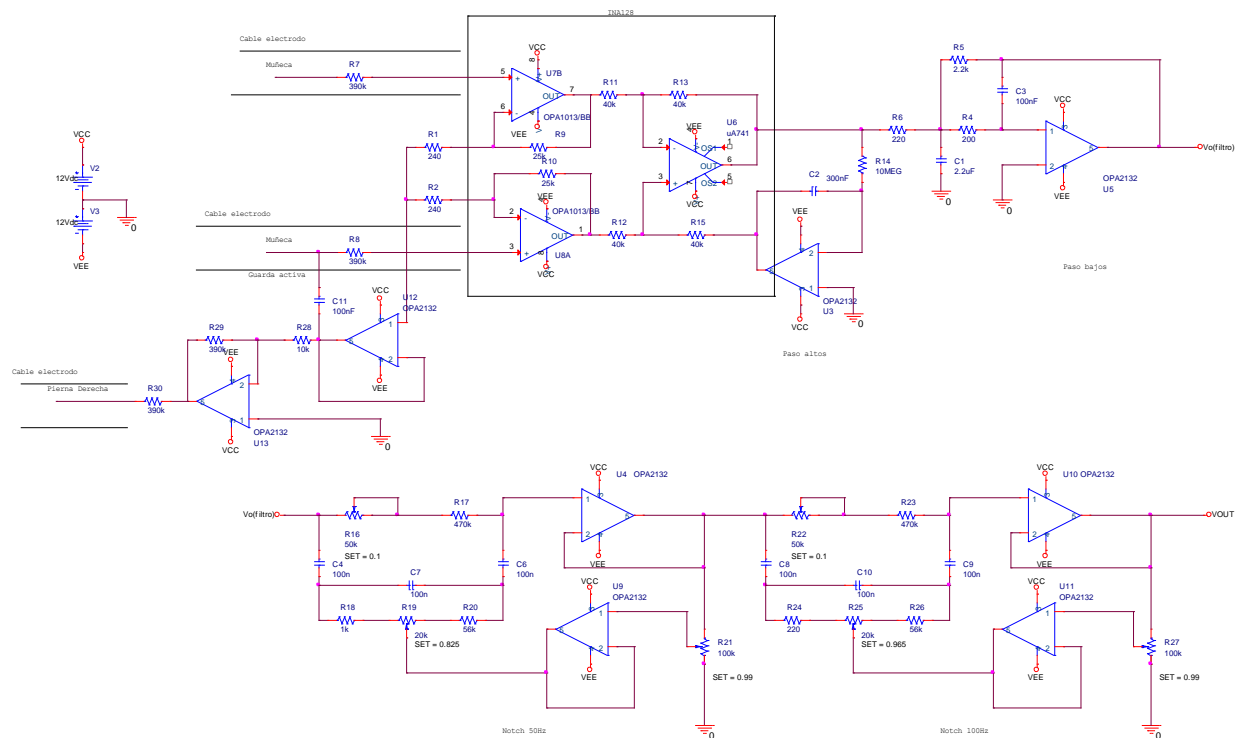


Figura 37: Modelo en Pspice del circuito completo.

En el circuito se puede apreciar la entrada en la parte superior, en un recuadro específico la parte que conforma el amplificador de instrumentación y a la derecha, la salida del filtro paso bajos, el cual va conectado a la parte inferior izquierda, coincidiendo con el filtro Notch de 50 Hz y este conectado en serie al filtro de 100Hz. Teniendo la señal de salida del filtro Notch de 100Hz conectada al osciloscopio.

Apartado Práctico

Mediciones de los filtros Notch de 50Hz Y 100Hz con el osciloscopio

Amplitud (Vpp mV)	Frecuencia (Hz)
40	25
30	35
23	40
21	45
10	50
15	55
18	60
18	65
12	75
10	85
8	90
8	95
8	100
8	105
12	110
15	120
16	130
18	140
19	150

Figura 37: Cuadro de mediciones tomadas con el osciloscopio y el generador de señales.

Gráfica de Bode de Magnitud de las mediciones de los filtros Notch de 50Hz Y 100Hz con el osciloscopio

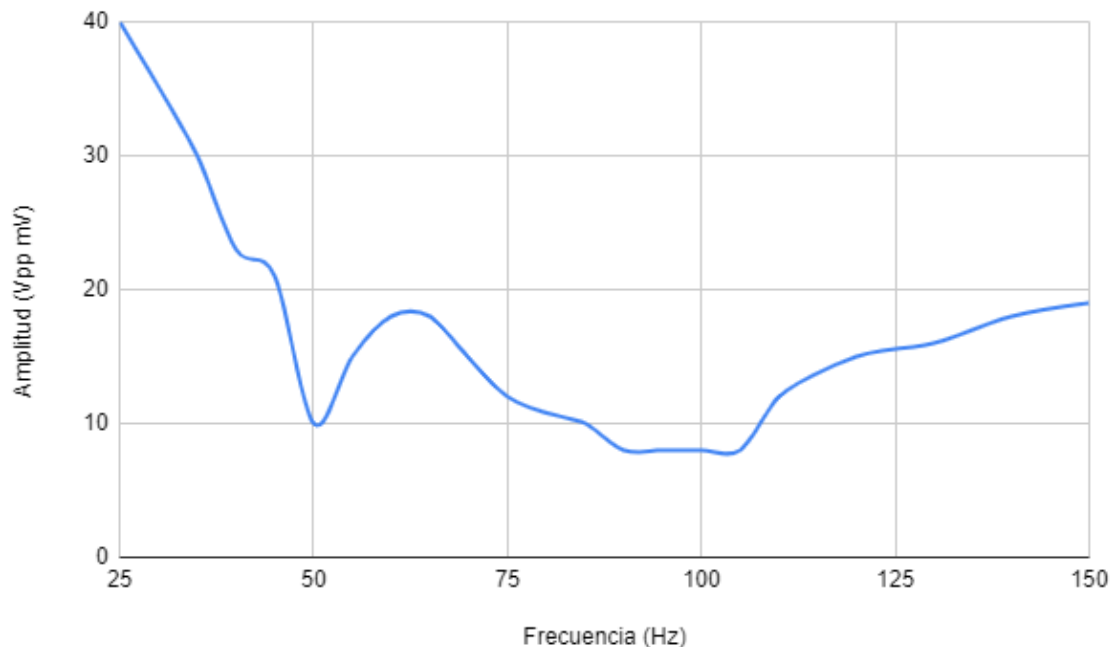


Figura 37: Cuadro de mediciones tomadas con el osciloscopio y el generador de señales.

El gráfico de arriba representa el rango de la amplitud en nuestra salida respecto a la frecuencia. Como ya habíamos descrito, nuestro rango más importante es entre 25 a 100 Hz ya que este es el rango de frecuencia que abarcan nuestros circuitos Notch, En nuestra figura vemos una caída constante entre 25 Hz a aproximadamente 40 Hz, luego hay una pendiente mucho más pronunciada debido a que aquí ya nos hallamos en el ancho de banda de nuestro primer filtro de 50Hz, luego hay un período de recuperación entre aproximadamente 55 Hz a 70Hz donde luego empieza a decaer, aquí ya se puede ver la acción del segundo filtro a 100Hz, sin embargo éste no presenta en la totalidad el comportamiento deseado, ya que filtra un rango mucho mayor al de su frecuencia central deseada y ancho de banda, más o menos a 110 Hz se puede ver que la señal empieza a volver a recuperarse de forma constante.

Hay que mencionar sin embargo, que esta configuración fue la que produjo relativamente los mejores resultados pero aun así, se puede ver claramente una deficiencia en el diseño y el ajuste.

ECG en placa universal

Para la implementación del circuito utilizamos cables unifilares para las conexiones así también como mechas para la medición de las distintas partes que conformaban el mismo. Además, se utilizó la menor distancia posible en la entrada a modo de reducir el ruido.

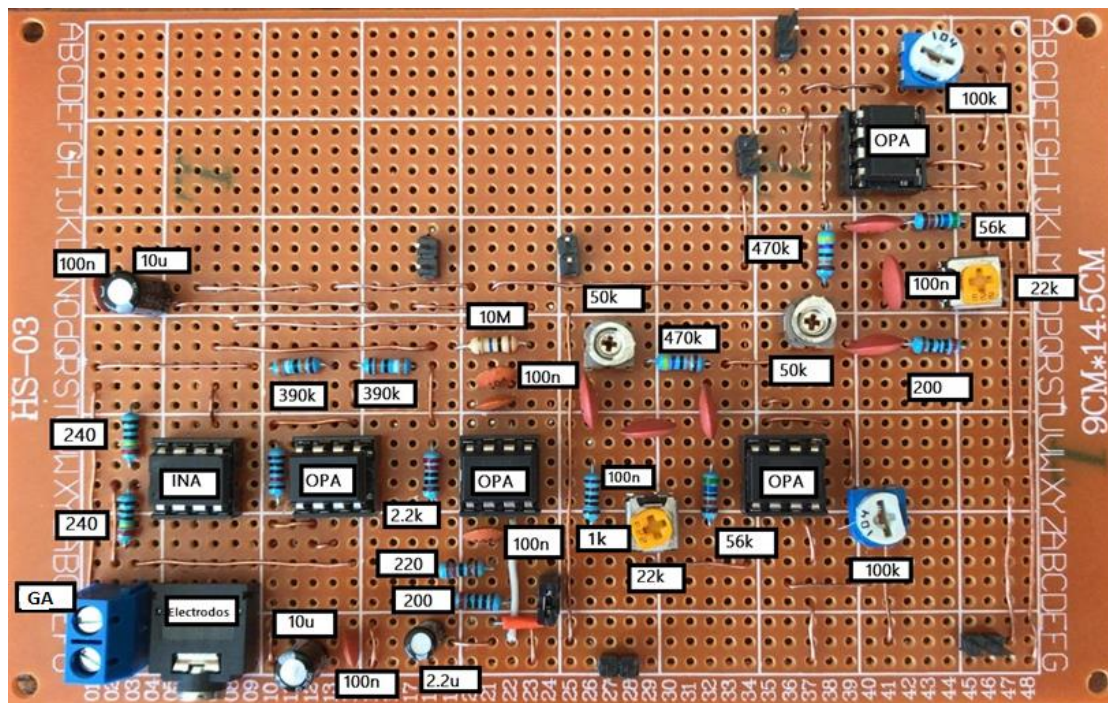


Figura 32: Montaje final del circuito completo en la placa universal.

En el montaje final se puede apreciar de izquierda a derecha, la etapa de pre-amplificación, el filtro paso bajos, el filtro Notch de 50 Hz y en la parte superior el filtro Notch de 100 Hz. Las alimentaciones están puestas en forma de “L”, esto se puede apreciar por donde va conectado el cable de la alimentación en la parte superior y termina en el extremo izquierdo de la placa, así también para la segunda alimentación, nuestro cable va conectado en el extremo inferior de la placa y esta conexión se extiende hasta la parte superior en el extremo derecho de la placa.

Para la unión entre nodos se utilizaron cables unifilares de cobre y en la parte inferior uniones por soldadura de estaño. Estas conexiones se hicieron lo más al ras posible a modo de lograr una mejor presentación.

Señales ECG en el osciloscopio

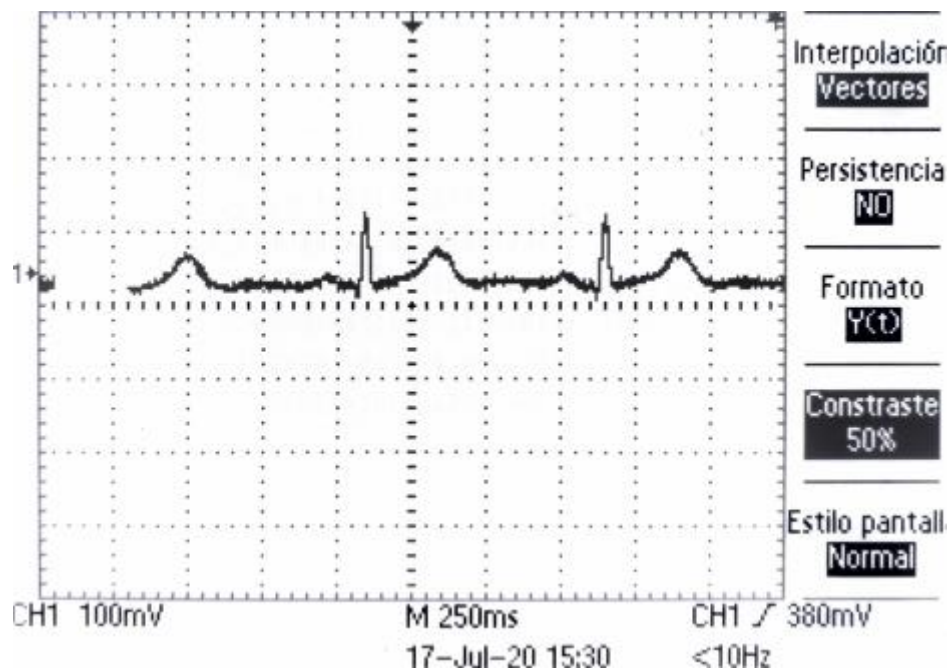


Figura 33: Señal del ECG en la placa universal.

En la señal de la salida final del circuito obtenida del osciloscopio se puede apreciar la onda cardiaca P-Q-R-S-T, siendo el intervalo de tiempo de 250ms por cada cuadro, dando una imagen total de un período de 2,5 segundos y una onda característica de un período de aproximadamente 600ms. La amplitud de la onda T sin embargo es de un tamaño bastante mayor al esperado en comparación al complejo Q-R-S, y de la misma forma la onda característica P es de un tamaño menor al previsto.

Conclusión

Mediante este trabajo y aplicando la metodología aprendida en clase, hemos aprendido a desarrollar las capacidades necesarias para la resolución de problemas y comprensión de los mismos, mediante la aplicación de varios tipos distintos de circuitos y separación del problema por partes, un problema mayor se pudo resolver en pequeñas partes dando resultados más que satisfactorios y dando especial notoriedad a la gran versatilidad que poseen los amplificadores operacionales, foco fundamental durante toda la cátedra.

Gracias al desarrollo del marco teórico, los objetivos y necesidades quedaron claros, definiendo también así los obstáculos que se debían superar durante la implementación del circuito. Uno de los más grandes de ellos fue, el filtrado de frecuencias específicas, que mediante la implementación de circuitos más precisos fue un obstáculo que se pudo superar con éxito.

Una gran dificultad que presentó el trabajo fue a la hora de la toma de medidas en el apartado práctico, primeramente, por la gran cantidad de ruido intrínseco que aportaba nuestra protoboard a la señal final, la dificultad de ajustar los filtros Notch y la distribución de ciertas partes del circuito que debían optimizarse a modo de meter la menor cantidad de ruido posible en la salida al final. Sin embargo luego de montarse en la placa universal y soldarse a modo de quedarse más ordenado el circuito en un todo, los resultados demostraron ser muy buenos.

Finalmente, al comparar los resultados teóricos con las simulaciones y la práctica, se pudo concluir que realmente se cumplió el objetivo de este trabajo. Dando como producto final un circuito funcional representativo de todo lo desarrollado y justificado durante el trabajo.

Anexos

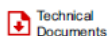
Información general sobre el INA128



Product
Folder



Order
Now



Technical
Documents



Tools &
Software



Support &
Community



Reference
Design



INA128, INA129

SBOS051E – OCTOBER 1995 – REVISED APRIL 2019

INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers

A newer version of this device is now available: [INA828](#)

1 Features

- A newer version of this device is now available: [INA828](#)
- Low offset voltage: 50 μ V maximum
- Low drift: 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C maximum
- Low Input Bias Current: 5 nA maximum
- High CMR: 120 dB minimum
- Inputs protected to ± 40 V
- Wide supply range: ± 2.25 V to ± 18 V
- Low quiescent current: 700 μ A
- Packages: 8-pin plastic DIP, SO-8

2 Applications

- Bridge amplifier
- Thermocouple amplifier
- RTD sensor amplifier
- Medical instrumentation
- Data acquisition

3 Description

The INA128 and INA129 are low-power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make these amplifiers ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200 kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA12x is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.

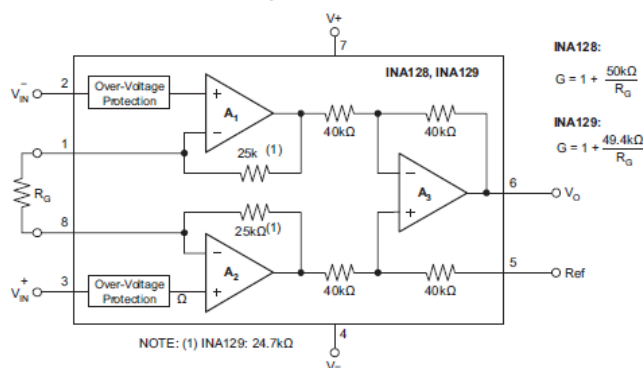
The upgraded [INA828](#) offers a lower input bias current (0.6 nA maximum) and lower noise (7 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$) at the same quiescent current. See the [Device Comparison Table](#) for a selection of precision instrumentation amplifiers from Texas Instruments.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA128, INA129	SOIC (8)	3.91 mm \times 4.90 mm
	PDIP (8)	6.35 mm \times 9.81 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

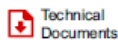
Información general sobre el OPA2132



Product
Folder



Sample &
Buy



Technical
Documents



Tools &
Software



Support &
Community



OPA132, OPA2132, OPA4132

SBOS054B – JANUARY 1995 – REVISED SEPTEMBER 2015

OPAx132 High-Speed FET-Input Operational Amplifiers

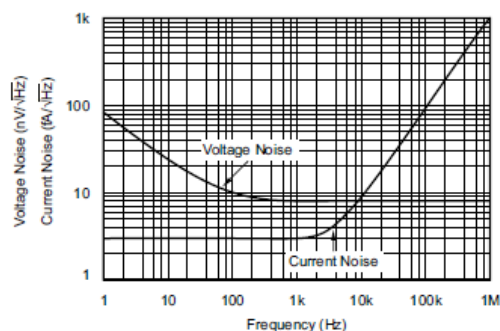
1 Features

- FET input: $I_B = 50$ pA Maximum
- Wide Bandwidth: 8 MHz
- High Slew Rate: 20 V/ μ s
- Low Noise: 8 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (1 kHz)
- Low Distortion: 0.00008%
- High Open-loop Gain: 130 dB (600- Ω load)
- Wide Supply Range: ± 2.5 to ± 18 V
- Low Offset Voltage: 500 μ V Maximum
- Single, Dual, and Quad Versions

2 Applications

- SAR ADC Driver
- Voltage Reference Buffer
- Trans-impedance Amplifier
- Photodiode Amplifier
- Active Filters
- Integrators

Low Noise JFET Input



3 Description

The OPAx132 series of FET-input operational amplifiers provides highspeed and excellent DC performance. The combination of high slew rate and wide bandwidth provide fast settling time. Single, dual, and quad versions have identical specifications for maximum design flexibility. High performance grades are available in the single and dual versions. All are ideal for general-purpose, audio, data acquisition and communications applications, especially where high source impedance is encountered.

The OPAx132 operational amplifiers are easy to use and free from phase inversion and overload problems often found in common FET-input operational amplifiers. Input cascode circuitry provides excellent common-mode rejection and maintains low input bias current over its wide input voltage range. The OPAx132 series of operational amplifiers are stable in unity gain and provide excellent dynamic behavior over a wide range of load conditions, including high load capacitance. Dual and quad versions feature completely independent circuitry for lowest crosstalk and freedom from interaction, even when overdriven or overloaded.

Single and dual versions are available in 8-pin DIP and SO-8 surface-mount packages. Quad is available in 14-pin DIP and SO-14 surface-mount packages. All are specified for -40°C to 85°C operation

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPAx132	PDIP (8) (P)	9.81 mm \times 6.35 mm
	SOIC (8) (D)	4.90 mm \times 3.91 mm
OPA2132	PDIP (8) (P)	9.81 mm \times 6.35 mm
	SOIC (8) (D)	4.90 mm \times 3.91 mm
OPA4132	PDIP (14) (N)	19.30 mm \times 6.35 mm
	SOIC (14) (D)	8.65 mm \times 3.91 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

Bibliografía

- ¹ <https://training.ti.com/how-measure-ecg-introduction-what-ecg?context=1128637-1128609>
- ² <https://www.youtube.com/watch?v=xIZQRjkwV9Q&t=401s>
- ³ <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/anatomia-del-corazon/>
- ⁴ <https://cienciatoday.com/sistole-diastole-funciona-corazon/>
- ⁵ <https://riverglennapts.com/es/bioelectric-signals-and-electrodes/94-surface-electrodes.html>
- ⁶ <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013b>
- ⁷ <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A013a>
- ⁸ <https://thephysiologist.org/study-materials/the-ecg-leads-polarity-and-einthovens-triangle/>
- ⁹ <https://training.ti.com/how-measure-ecg-introduction-what-ecg?context=1128637-1128609>
- ¹⁰ <https://training.ti.com/how-measure-ecg-introduction-what-ecg?context=1128637-1128609>
- ¹¹ <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/ondas-electrocardiograma.html>
- ¹² <https://training.ti.com/how-measure-ecg-introduction-what-ecg?context=1128637-1128609>
- ¹³ Texas Instruments (2Q, 2009). Medical Applications Guide
- ¹⁴ Paul Horowitz, Winfield Hill (2015). The Art of Electronics (Third Edition)