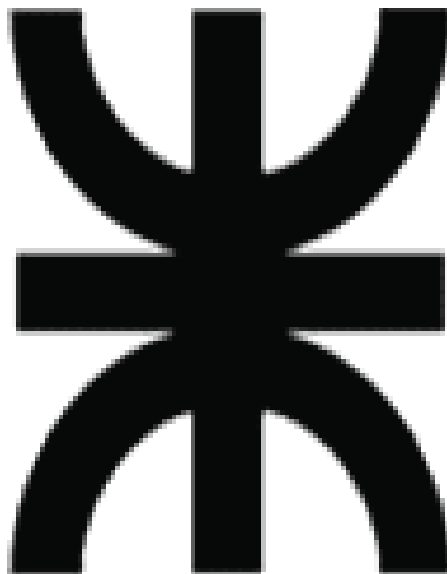


# **Trabajo Práctico N° 3**

## **Amplificador de instrumentación**



### **Integrantes:**

Acha Nahuel	64298
Belluzzo, Santiago	65624
Cuello Ignacio	56057
Gilardi Nicolas	51897
Silva, Javier	63882

**Curso :** 4R2

**Año :** 2016

**Cátedra :** Electrónica Aplicada II

**Profesores :** Ing. Carlos Olmos



## **OBJETIVO**

El propósito de este trabajo práctico es el de diseñar un amplificador instrumental (AI) para obtener la amplificación clara de una señal tan pequeña que tiene un rango definido que va de 1mV a 5mV, como es la de un electrocardiograma (ECG). Para este diseño se deben cumplir una cantidad de condiciones necesarias que se detallan a continuación:

- AB (Ancho de Banda) = 99; 5 [Hz] ) 0,5 [Hz] => 100 [Hz]
- RRM C 80 [dB].
- $Z_i > 5$  [M]
- Ganancia(Modo Diferencial) = 60 [dB].
- Acoplamiento interetapas de CA
- Amplitud señal de entrada = 1mV

Una vez diseñado el amplificador instrumental cumpliendo con los distintos requisitos para su buen funcionamiento, se procede a realizar las siguientes mediciones:

- Respuesta en frecuencia
- Ganancia
- Medición de la RRM C

### Instrumental Necesario

- Osciloscopio 20 MHz
- Generador de señales – Generador Multiparamétrico de señales biológicas  
Lion  
Heart
- Multímetro digital 3 <sup>1/2</sup> dígitos

Debido a la exigencia del diseño, se elige un operacional que se profile bastante a los requisitos necesarios. Para ello se hizo uso del AO TL081, el cual tiene por cada integrado un amplificador de tecnología BiFet, donde la impedancia de entrada es muy alta, posee una gran RRM C, el cual el valor típico es de 100dB, por otro lado tiene un Slew Rate típico de 13V/μs.



## 2. DISEÑO DEL AMPLIFICADOR INSTRUMENTAL

El diseño del AI estará dado por el diagrama en bloques que se muestra en la figura 1, donde el primer bloque posee un simulador de señales ECG.



Figura 1: diagrama de bloques

El segundo bloque representa el AI en sí, donde se verán los cálculos necesarios para obtener la ganancia de 60dB y su conexionado. El tercero y cuarto bloque es el filtro del AI, el cual brindará el ancho de banda que se especifica para el diseño, está compuesto por un filtro pasa bajo y uno pasa alto, que a su vez tiene un arreglo de capacitores y resistencias. El quinto bloque, así como el primero que no forma parte del diseño, muestra la señal amplificada y filtrada en un osciloscopio.

### Ganancia del Amplificador

Para el diseño del amplificador se hace uso del circuito de la figura 2, el cual está compuesto por una etapa de aislación de las señales de entrada y luego por un sumador diferencial. Los amplificadores de instrumentación se caracterizan porque poseen una ganancia diferencial precisa y estable, que generalmente está en el rango de 1 a 1000, ésta ganancia se controla mediante un único elemento analógico (potenciómetro resistivo, en la figura 2 será R1) lo que facilita su ajuste, la ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, se debe ofrecer una RRMC muy alta en todo el rango de frecuencia en que opera. Por otro lado la impedancia de entrada debe ser muy alta para que la ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada, y la impedancia de salida muy baja para que la ganancia no se vea afectada por la carga que se conecte a la salida.

Los A.I. deben tener bajo nivel de tensión de offset y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas, deben tener un ancho de banda ajustada a la que se necesita en el diseño, de esto se encargará el filtro, un factor de ruido muy próximo a la unidad, es decir que no incremente, y una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.



Para el diseño, según la figura 2, las impedancias pueden ser complejas, pero no lo son para este caso, ya que sólo se busca obtener la correspondiente ganancia del A.I.

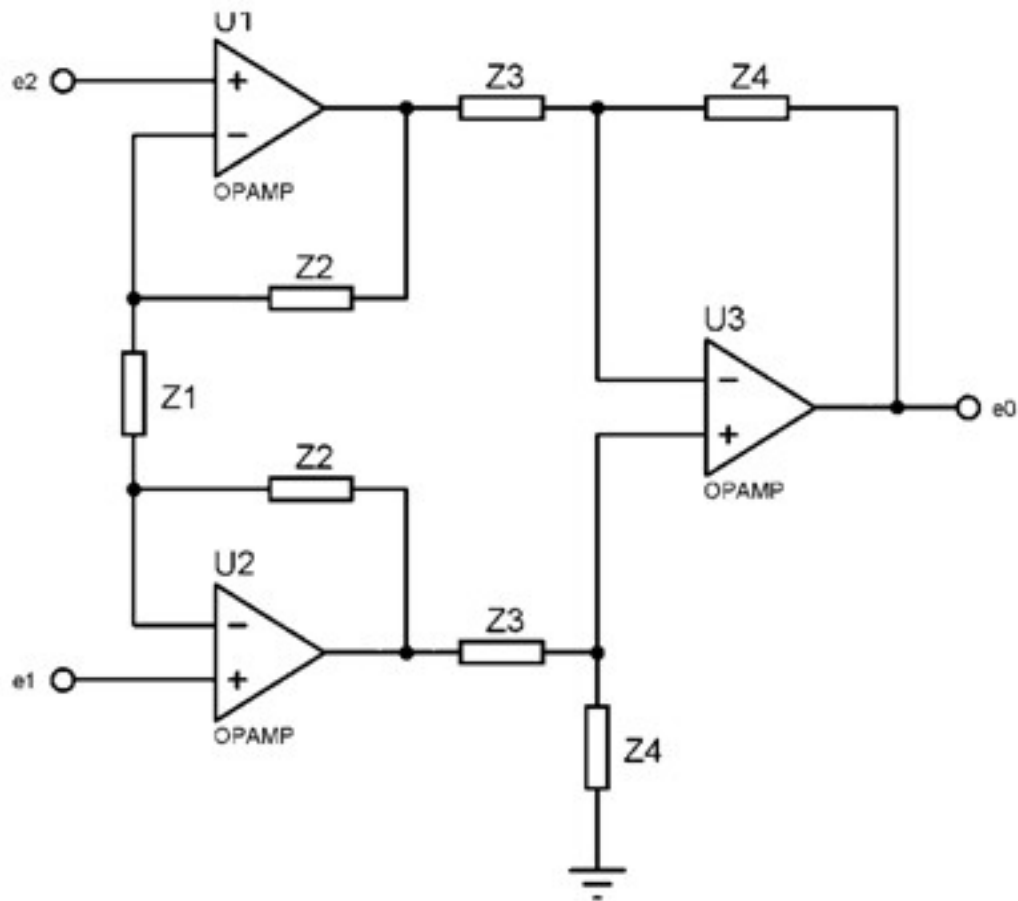


Figura 2

Partiendo de las ecuaciones de salida de cada etapa de aislación, y luego obteniendo la expresión para el sumador diferencial, se llegará a la ganancia total del circuito. Por lo tanto expresando como  $e2'$  y  $e1'$  a las señales de salida de la primera etapa, haciendo referencia con la figura 2, se tiene que:

$$e2' = e2 \left( 1 + 2 \frac{Z2}{Z1} \right) \quad (1)$$

$$e1' = e1 \left( 1 + 2 \frac{Z2}{Z1} \right) \quad (2)$$



La ecuación que caracteriza al sumador diferencial con las señales  $e_2'$  y  $e_1'$ , es:

$$e_o = (e_2' - e_1') \frac{Z_4}{Z_3} \quad (3)$$

Ahora bien, si se reemplazan las ecuaciones 1 y 2 en 3, se obtiene la expresión que dará la ganancia total del amplificador en términos de impedancia puramente resistiva.

$$e_o = (e_2' - e_1') \left(1 + 2 \frac{Z_2}{Z_1}\right) \frac{Z_4}{Z_3} \therefore A = \frac{e_o}{e_2' - e_1'} = \left(1 + 2 \frac{R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3} \quad (4)$$

En la ecuación 4 se define la ganancia del amplificador, como se mencionó al inicio, se supone que debe ser de al menos 60dB, es decir, de unas 1000 veces. Para ello se elige arbitrariamente un valor para  $R_2$  de 100K y como  $R_1$  será un potenciómetro lineal que, indirectamente, tendrá como función variar la relación de rechazo de modo común, se elige de tal forma que su rango de abarcación no quede corto para tal función, por ello, el valor que se le asigna a  $R_1$  es de 10K. Dándole a  $R_4$  y  $R_3$  los mismos valores que tienen  $R_2$  y  $R_1$  respectivamente, y reemplazándolos en la ecuación 4, se llega a que la máxima ganancia del amplificador ( $R_1 = 1K$ ) es de 2010 veces, mientras que la mínima ganancia ( $R_1 = 10K$ ) es de 210 veces.

### **Etapas de Filtro**

Como se mencionó al inicio de la sección, en la figura 1, donde se observa el diagrama en bloques, el filtro que se diseñó está compuesto por uno pasa bajo y otro pasa alto. El diseño del filtro pasa bajo se detallará a continuación. En la figura 3 se observa como se organizan los componentes del filtro y cual es la respuesta en frecuencia que presenta.

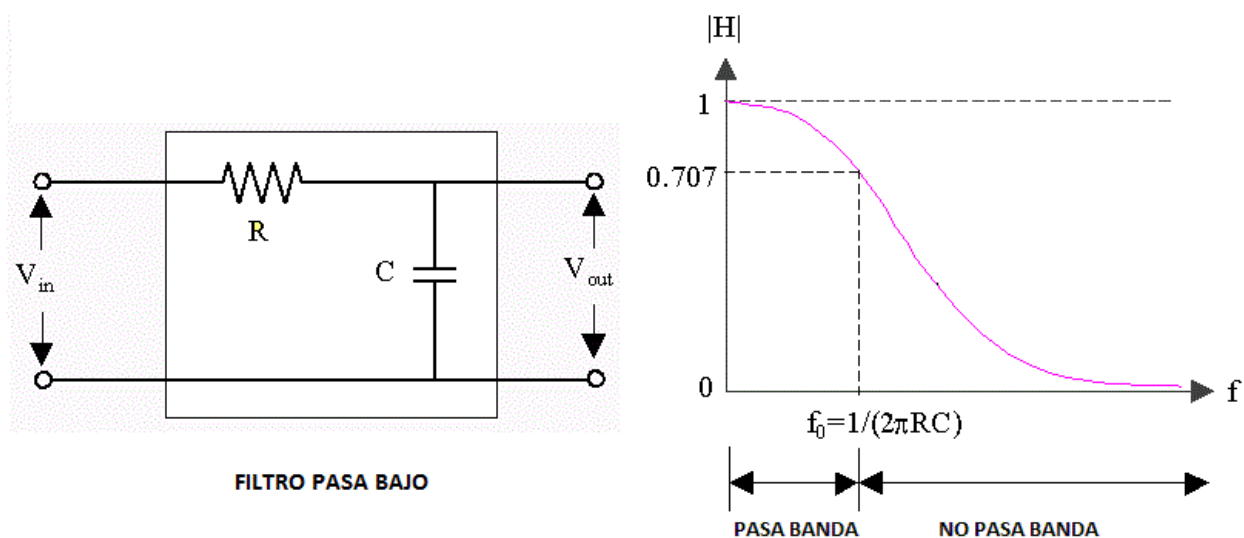


Figura 3: Filtro Pasa Bajo

Como la frecuencia de corte superior que se necesita es de 100Hz, se elegirá



arbitrariamente un valor de capacitor y luego se despejará el valor de resistencia de la ecuación que muestra en la figura 3. Tomando un capacitor de  $1\mu F$ , se tiene que:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = 100Hz = \frac{1}{2\pi R(1\mu F)} \quad R = \frac{1}{2\pi \cdot 100Hz(1\mu F)} = 1591,5\Omega$$

El diseño del filtro pasa alto solo que se hace un cambio entre la resistencia y el capacitor, esto se puede ver en la figura 4.

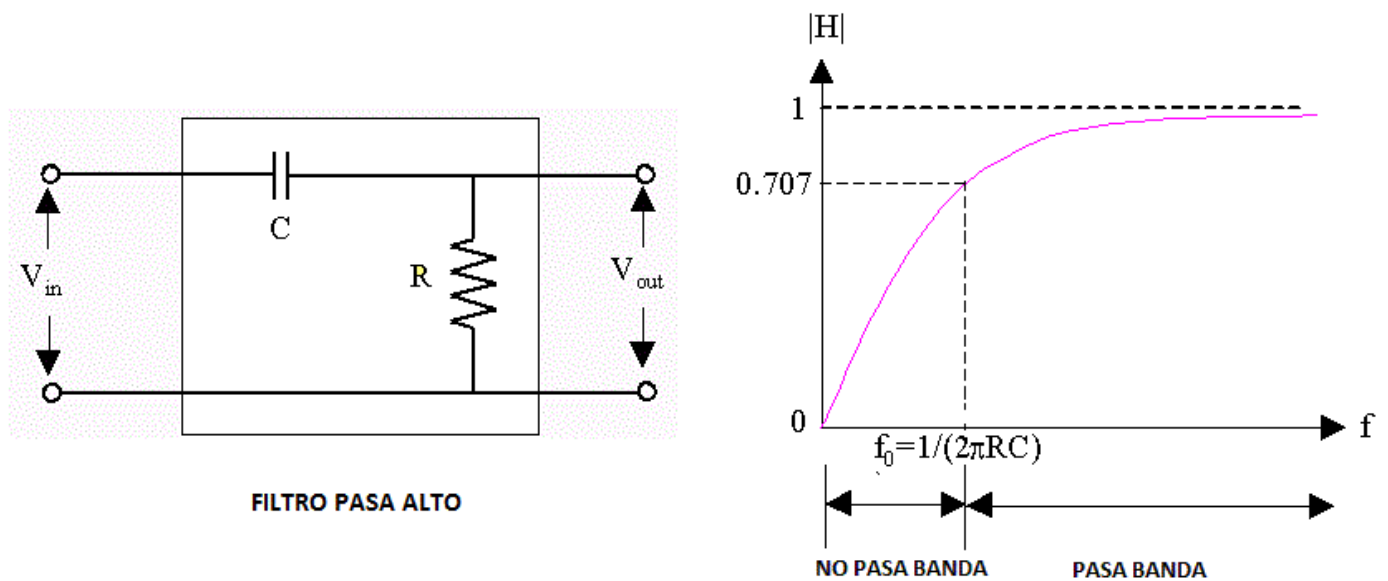


Figura 4: Filtro Pasa Alto

Para calcular los componentes se procede de la misma manera que se procedió en el filtro pasa bajo. La frecuencia de corte inferior que se pide es de unos  $0,05Hz$ , y el valor elegido arbitrariamente de  $C$  es de  $3,3\mu F$ .

Haciendo uso de la ecuación que se muestra en la figuras 3 y 4, se tiene que:

$$fC = \frac{1}{2\pi RC} = 0,5Hz = \frac{1}{2\pi R(3,3\mu F)} \quad R = \frac{1}{2\pi (0.05Hz)(3,3\mu F)} = 964575\Omega$$

El valor normalizado que se tomó fue el de  $1M\Omega$ .



## SIMULACIÓN

Teniendo definido los valores de los distintos componentes que formarán parte del amplificador instrumental tanto en ganancia como en la etapa del filtro, se observa la simulación del circuito completo en la figura 5.

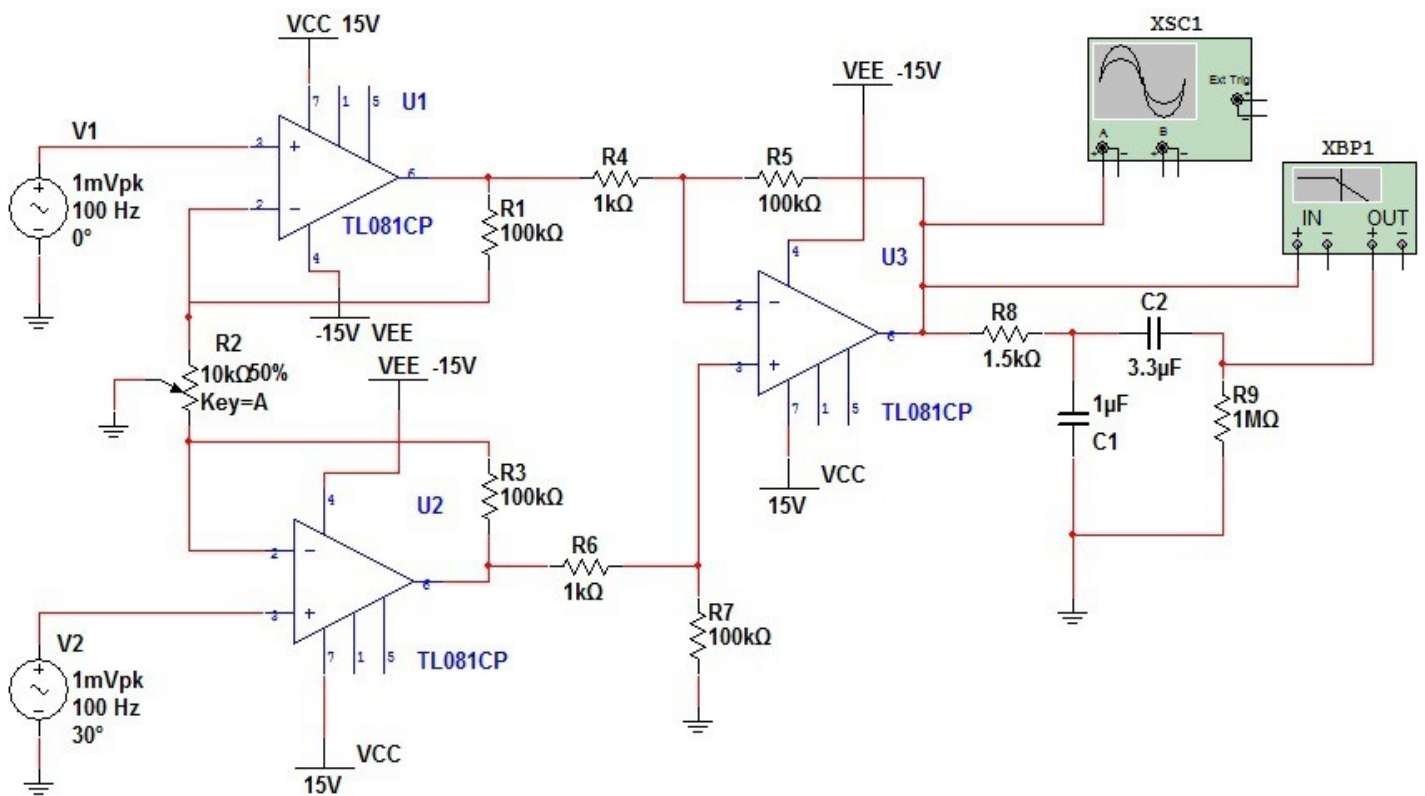


Figura 5: Simulación amplificador instrumental

Se observa que las entradas (+) y (-) tienen como señal una senoidal de amplitud 1mV y ambas están desfasadas 30° para que no se cancelen. La salida del amplificador se muestra en el osciloscopio que se ve en la figura 5, y que ampliado en tiempo de simulación, se puede apreciar la ganancia del circuito en la figura 6.

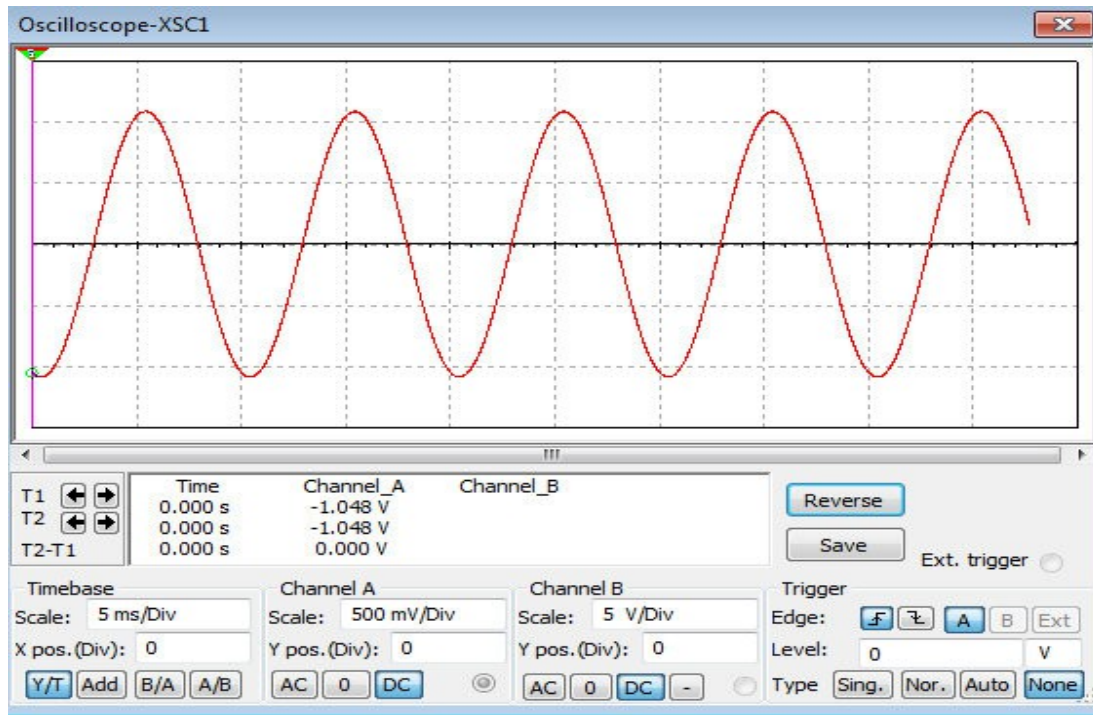


Figura 6: Simulación señal senoidal

Donde se ve claramente una ganancia de 1000 veces, ya que los V/Div son de 500mV. Para observar su respuesta en frecuencia, se utilizó en la simulación un instrumento que grafica un diagrama en bode del circuito. Ésta es mostrada en la figura 7.

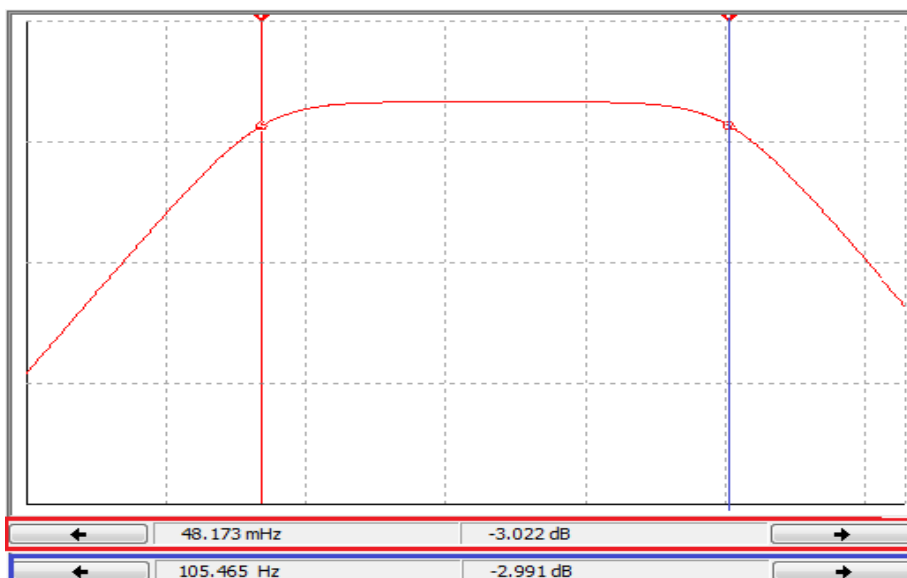


Figura 7: Simulación respuesta en frecuencia





Se puede observar que aproximadamente en los -3dB se tiene una frecuencia de corte inferior de 48mHz y una frecuencia de corte superior de 105Hz.

### **RESPUESTA EN FRECUENCIA**

El diagrama eléctrico utilizado para medir de forma práctica la respuesta en frecuencia de un amplificador de instrumentación elaborado con amplificadores operacionales, es el siguiente.

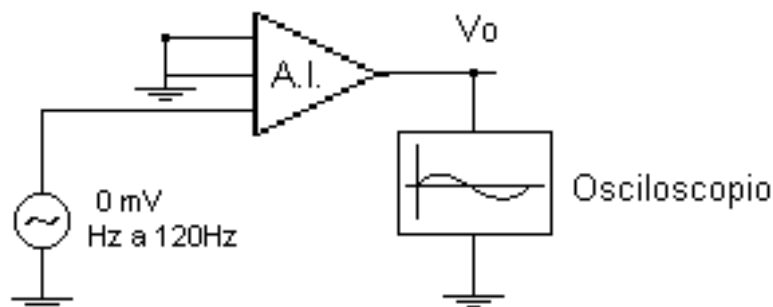


Figura 8: Medición del ancho de banda

Luego de armar el circuito, y corroborar su funcionamiento con el simulador ECG provisto por el pañol del laboratorio de electrónica, se realizó el barrido de frecuencias (utilizando el mismo simulador pero en modo senoidal) a partir del esquema propuesto en la figura 8 , y se obtuvieron los siguientes resultados.

<b>Frecuencia [Hz]</b>	<b>0,5</b>	<b>5</b>	<b>10</b>	<b>40</b>	<b>50</b>	<b>60</b>	<b>100</b>
<b>Tensión [mV]</b>	<b>780</b>	<b>990</b>	<b>1000</b>	<b>1000</b>	<b>1000</b>	<b>1000</b>	<b>800</b>

Figura 9: Barrido de Frecuencia (práctico)

En este barrido, la señal máxima obtenida oscila alrededor de los 1000 [mV], que es lo que se esperaba, mientras que cuando parte de 0,5Hz se sufre un tanto la atenuación correspondiente igual que cuando el barrido termina en los 100Hz. Esta atenuación de 3dB, representan el 0,707 de la señal en el tiempo, es decir que en las mediciones se debió obtener un valor cercano a los 700mV, ésta diferencia no tan marcada se debe a la tolerancia de los componentes y otros factores como la respuesta en frecuencia del propio amplificador operacional.



La representación gráfica del barrido de frecuencia obtenido se puede observar en la figura 10.

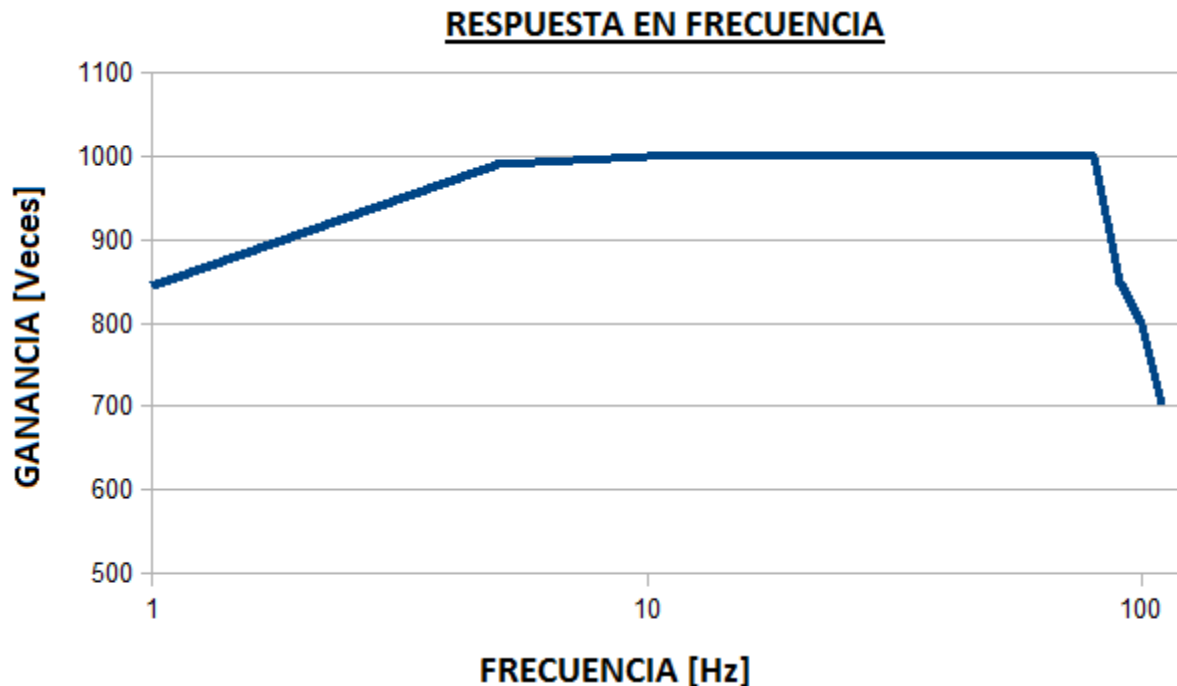


Figura 10

### **RELACIÓN DE RECHAZO DE MODO COMÚN**

La relación de rechazo de modo común es la relación entre la ganancia diferencial del circuito, y la ganancia en modo común.

Para medir este factor se proponen los circuitos que se observan en la figura 11. Con el circuito del lado izquierdo se mide la ganancia a modo diferencial, y con el del lado derecho la ganancia a modo común. Por ende al efectuar el cociente entre ambos factores, se obtiene finalmente la RRMCM.

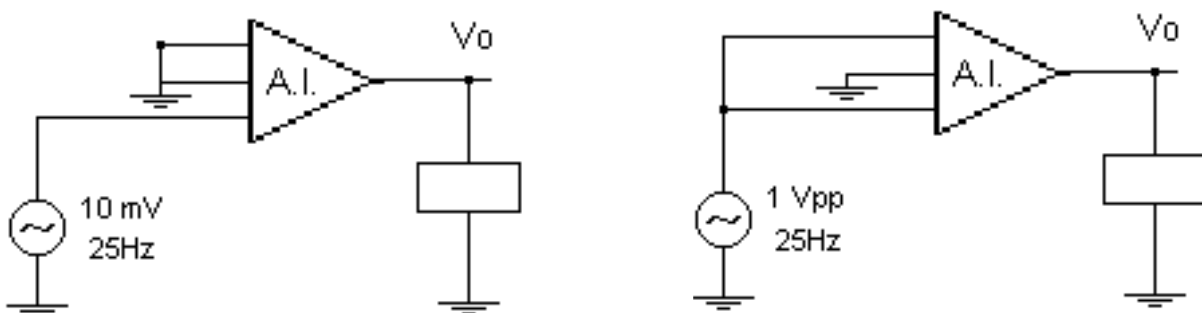




Figura 11: Esquema para modo diferencial (izquierda) y para modo común (derecha)

Para efectuar la medición de modo diferencial, se aplica con el generador de señales, una onda senoidal de 10 [mV p] utilizando sobre el amplificador de instrumentación el esquema de la figura 11. Consecuentemente la salida amplificada de ganancia 1000, da un valor cercano al esperado 10,1 [V p]. Por lo tanto la ganancia a modo diferencial queda como sigue:

$$AmD = \frac{10,1[V]}{0,01[V]} = 1010$$

Posteriormente se montó el esquema derecho de la figura 11, y se introdujo a modo común, una señal de 1 [Vpp], con el simulador de señal ECG, ya que posee una opción de ondas especiales. A partir de ello, se pretende medir la ganancia a modo común, y la salida reeja una atenuación respecto a la entrada, de valor 55 [mV p]. Por lo tanto, la ganancia a modo común se expresa como sigue.

$$AmC = \frac{0,055[V]}{1[V]} = 0,055$$

Finalmente, considerando los valores obtenidos en 5 y 6, es posible calcular la RRMC según la siguiente relación.

$$RRMC = \frac{AmD}{AmC} = \frac{1010[V]}{0,055[V]} = 18463,63(\text{veces})$$

$$RRMC_{(db)} = 20\log\left(\frac{1010}{0,055}\right) = 85,27[db]$$

Esto es una RRMC significativamente alta, que supera sin ningún problema a la condición impuesta al inicio para el diseño, cabe aclarar que si se varía el valor del potenciómetro, la RRMC cambiaría al igual que la ganancia.

## **CONCLUSIÓN**

De lo desarrollado en este trabajo, y en consecuencia con los resultados obtenidos, se puede decir que el diseño del sistema de instrumentación es adecuado a lo requerido. En primer lugar, el objetivo se basa en amplificar señales procedentes de estudios de electrocardiogramas, y estas son señales de escasa amplitud, por lo que se requiere una gran amplificación a fines de que estas señales sean mensurables. Por otro lado, siempre existe la posibilidad de poseer ruido eléctrico que se introduce en el sistema, y este puede proceder de distintas fuentes. Por lo pronto, se sabe que cualquier señal de ruido siempre interfiere en las mediciones, generando un error, y por eso con esto se necesita que el



circuito posea una alta RRMC, y la misma se logra en un margen superior a los 80 [dB] exigidos como mínimo de diseño.

El sistema que se propuso para trabajar logra la RRMC deseada, y en muchos casos la supera, y esto se debe a la conformación del circuito diferencial adecuándolo a los requerimientos. A su vez con el sistema de filtros RC, se generan en las distintas etapas la aislación del paso de corriente continua, y su vez se genera los cortes de frecuencia necesarios que limitarán el ancho de banda del circuito, acotando este al margen en el que se espera medir, y de este modo se evita básicamente cualquier clase de problemas con señales de alta frecuencia que puedan acoplarse accidentalmente al sistema.

Por último es de destacar la importancia que posee en el ámbito médico la precisión y exactitud de los diseños electrónicos, por lo cual ha resultado no solo de aplicación e interés el amplificador de instrumentación, sino que también deja la introducción a un área específica de aplicación electrónica.