



Trabajo práctico de laboratorio N°3

Amplificador de Instrumentación

Materia: Electrónica Aplicada II

Integrantes:

Schamun Lucas, 62378

Sueldo Alberto, 62508

Sosa Javier, 65337

Ponce Nicolas, 64725

Profesores:

Fecha: 11/11/16



Objetivos

Diseñar un circuito amplificador de entrada Diferencial para amplificar una señal de EEG y eliminar las interferencias que afectan su interpretación.

Condiciones de Diseño

- $AB_{3dB} = de\ 0,05Hz\ a\ 100Hz$
- $RRMC \geq 80\ dB$
- $Z_i > 5M\Omega$
- $A_{md} = 60dB$

Mediciones a Realizar

- Respuesta en frecuencia
- Ganancia en modo diferencial
- Relación de rechazo en modo común.

Instrumental Necesario

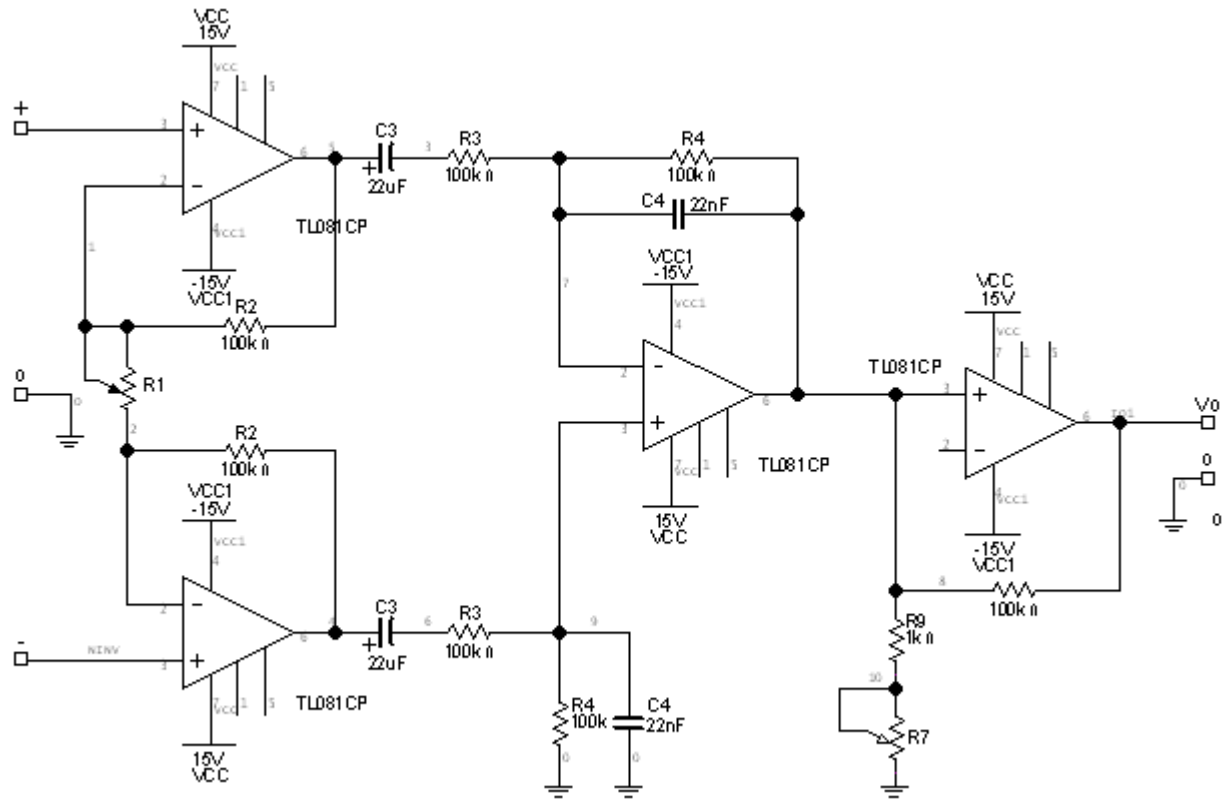
- Osciloscopio 20 Mhz.
- Generador de señales Generador Multiparamétrico de señales biológicas Lion Heart.

Selección de Componente a utilizar

- Amplificador operacional: Se seleccionó el TL072 (tecnología BiFET) por su alta impedancia de entrada y relación de rechazo al modo común.
- Resistencias: Debido a la necesidad de una alta RRMC, se optó por utilizar resistencias de precisión (+/- 1%).
- Para eliminar cualquier ruido producido por la alimentación, colocamos unas bobinas realizadas con el conductor a las entradas de la protoboard junto a unos capacitores.



Circuito





Selección de Componente a utilizar

La función de transferencia según puede verse se deduce de:

$$1) \quad e_o = (e_{o2} - e_{o1}) \cdot Z_4 / Z_3$$

$$2) \quad e_{o2} = e_2 (1 + 2 \cdot Z_2 / Z_1)$$

$$3) \quad e_{o1} = e_1 (1 + 2 \cdot Z_2 / Z_1)$$

Remplazando (2) y (3) en (1) obtenemos la función de transferencia

$$e_o / (e_2 - e_1) = (1 + 2 \cdot Z_2 / Z_1) \cdot Z_3 / Z_4$$

Considerando

		$Z_1 = R_1$	Ajuste de Ganancia
		$Z_2 = R_2$	_____
		$Z_3 = R_3 + 1/(s \cdot C_3)$ $Z_3 = \frac{R_3 \cdot C_3 \cdot s + 1}{s \cdot C_3}$	Acoplamiento CA Bloqueo CC
		$Z_4 = R_4 // 1/(s \cdot C_4)$ $Z_4 = \frac{R_4}{R_4 \cdot C_4 \cdot s + 1}$	Limite Sup. de Frecuencia

Remplazando las impedancias por su resistencias en la función de transferencia

$$T(s) = \frac{\left(1 + \frac{2Z_2}{Z_1}\right) Z_4}{Z_3} = \left(1 + \frac{2Z_2}{Z_1}\right) Z_4 \frac{R_4 / (R_4 C_4 s + 1)}{(R_3 C_3 s + 1) / (s C_3)} = K \cdot \frac{s}{(R_4 C_4 s + 1) (R_3 C_3 s + 1)}$$

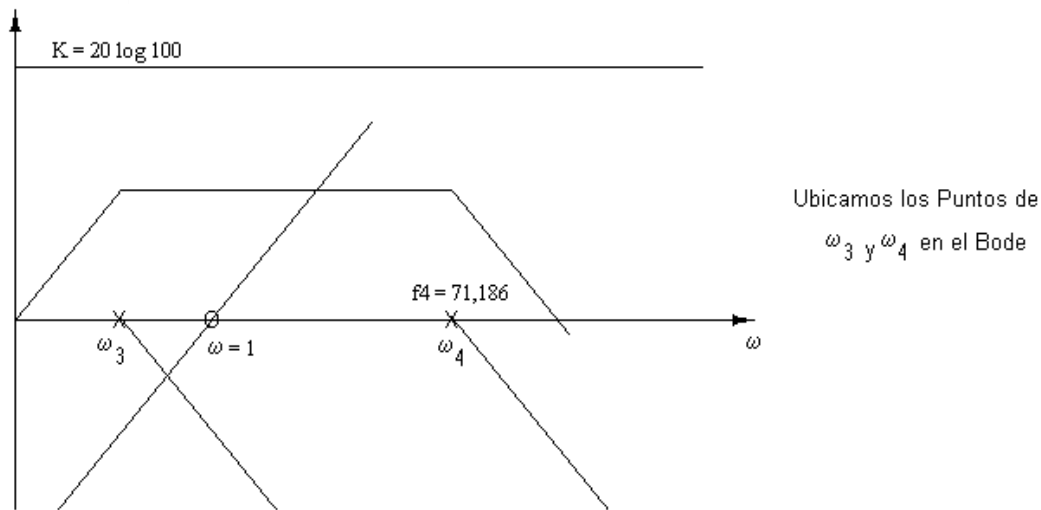
Con $K = \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1} R_4 C_3$

Tenemos 1 cero y 2 polos

$$Z_0 = \text{origen}$$

$$P_3 = \frac{1}{R_3 C_3}$$

$$P_4 = \frac{1}{R_4 C_4}$$



Con

$$K = \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1} R_4 C_3 = 100$$

$$P_3 = \frac{1}{R_3 C_3} = \omega_3 = 0,4467$$

$$P_4 = \frac{1}{R_4 C_4} = \omega_4 = 446,67$$

Si $R_3 = R_4$

$$100 = \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1} R_3 C_3 \rightarrow R_2 = 21,835 R_1$$

Como $R_3 = R_4$ entonces $R_4 = \frac{1}{446,67 \cdot C_4} = R_3 = \frac{1}{0,4467 \cdot C_3}$ por lo tanto $C_3 = 1000 C_4$

Tomamos arbitrariamente $C_4 = 22nF$

$$\frac{1}{R_4 C_4} = 446,67 \rightarrow R_3 = R_4 = 100K \Omega$$

Remplazando $C_3 = 1000 C_4 = 22\mu F$

Tomamos arbitrariamente $R_2 = 100K\Omega$

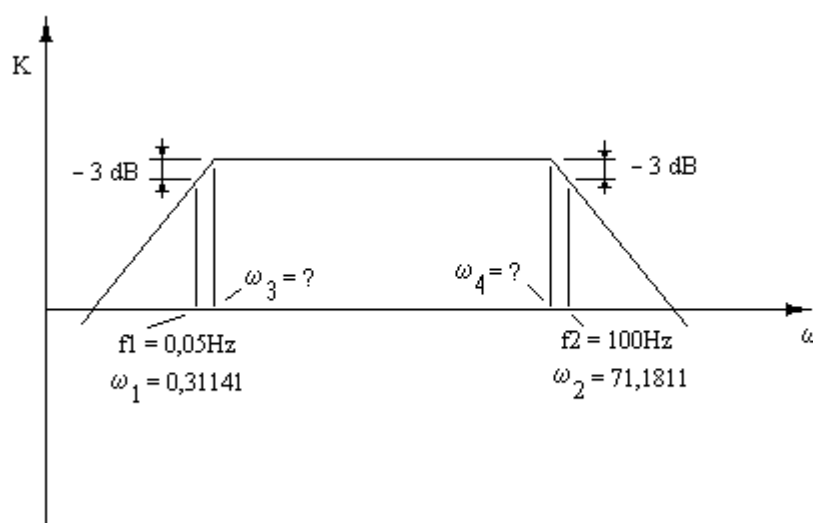
$$\text{Remplazando } R_1 = \frac{100k}{21,835} = 4580\Omega$$



Los valores calculados finalmente son:

Resistencias		Capacitores	
R1	4,58K	C3	22uF
R2	100 K	C4	22nF
R3	100 K		
R4	100 K		

Para determinar los valores de los mismos vamos a valernos de la gráfica del diagrama de Bode de la función de transferencias.



Cálculo de w_3 (frecuencia corte inferior)

$$A = \alpha \cdot (\log \alpha n - \log \alpha m)$$

Como la función de transferencia no presenta polos ni ceros dobles:

$$\alpha = 20 \frac{dB}{dec}$$

$$-3dB = 20 \frac{dB}{dec} \cdot (\log w_3 - \log w_1) = 20 \frac{dB}{dec} \cdot (\log w_3 - \log 0,31141)$$

$$w_3 = \text{antilog} \left(\frac{-3}{20} + \log 0,31141 \right) = 0,4467$$

$$f_3 = 0,071 \text{ Hz}$$



Cálculo de w_4 (frecuencia corte superior)

$$\alpha = -20 \frac{dB}{dec} \quad w_n = w_2 \quad w_m = w_4$$

$$-3dB = -20 \frac{dB}{dec} \cdot (\log w_2 - \log w_4) = -20 \frac{dB}{dec} \cdot (\log 628 - \log w_4)$$

$$w_4 = -\text{antilog} \left(\frac{3}{20} + \log 628 \right) = 447,279$$

$$f_4 = 71,189 \text{ Hz}$$

Calibración del circuito

La ganancia debe ser de 60dB (1000 veces), para que este valor sea lo más exacto posible se debe ajustar el potenciómetro R1. Esto se hace verificando la señal de salida mediante el osciloscopio, sabiendo que la entrada es de 1mV.

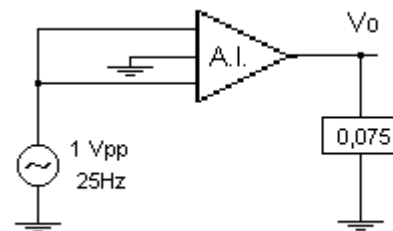
La RRMC se ajusta colocando la misma señal en las dos entradas y calibrando el multivuelta R'_4 , hasta que la señal de salida sea lo más baja posible.

Mediciones

RRMD

Sabemos que la amplitud máxima de la señal cardiaca a medir es de 30mV con una frecuencia de 25Hz. Entonces se mide mediante el osciloscopio, la señal de salida del sistema, la cual tiene que dar 30V de amplitud.

$$A_{md} = \frac{34v}{34mV} = 1000$$



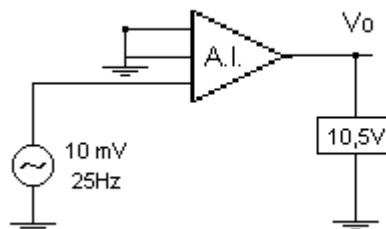
RRMC

Mide la habilidad de un AO para rechazar señales en modo común

$$RRMC = \frac{A_{md}}{A_{mc}}$$

$$RRMC[dB] = 20 \log\left(\frac{A_{md}}{A_{mc}}\right)$$

Para medir el parámetro en cuestión colocamos en ambas entradas la misma señal (señal de modo común), y medimos la ganancia.



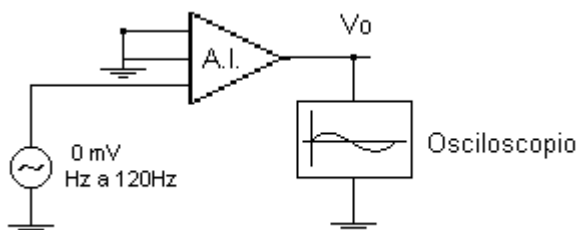
$$A_{mc} = \frac{V_{sal}}{V_{ent}} = \frac{110mV}{700mV} = 0.151 \text{ veces}$$

Este valor se relacionó con la ganancia de modo diferencial obtenida anteriormente

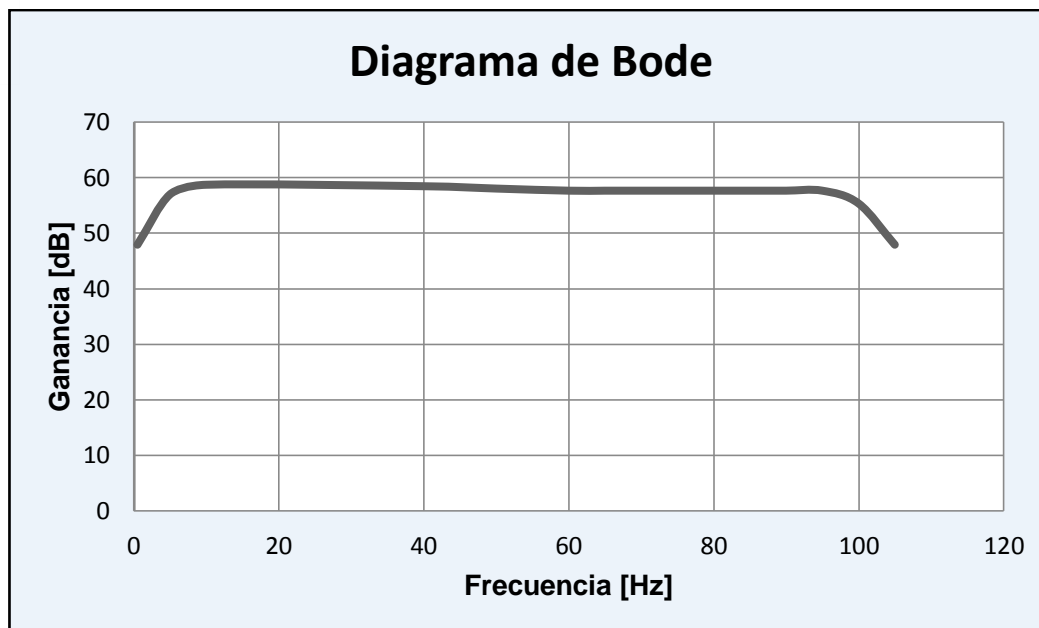
$$RRMC[dB] = 20 \log\left(\frac{A_{md}}{A_{mc}}\right) = 76 \text{ dB}$$

Ancho de banda

Para la medición del ancho de Banda se utilizó el siguiente esquema:



F[Hz]	V_{ent} [mV]	V_{sal} [mV]	$A_{V_{md}}$ [dB]
0,5	1	250	-12
5	1	710	-2.97
10	1	866	-1.24
40	1	840	-1.51
50	1	800	-1.93
60	1	766	-2.31
100	1	588	-4.61



Conclusiones

Realizando este práctico hemos podido determinar que la etapa preamplificadora de un ECG puede ser realizada con un amplificador de instrumentación. Este tipo de amplificadores se caracteriza por poseer una impedancia de entrada muy alta y un alto rechazo al modo común (CMRR).

Es importante destacar que si el amplificador no cumple con los requerimientos de ancho de banda, las frecuencias altas que rondan las esquinas afiladas del filtro, distorsionan y disminuyen la amplitud del complejo QRS. Otro problema que podría darse, es debido a las tensiones de offset en los electrodos o amplificadores mal ajustados de la primera etapa, pueden producir distorsión de saturación o de corte, que en gran medida se puede modificar la apariencia de la ECG. Los picos del complejo QRS se cortan debido a la salida del amplificador no puede exceder la tensión de saturación.

Este problema se soluciona utilizando amplificadores de instrumentación integrados, los cuales logran tener tensiones de offset muy bajas en las etapas de entrada ya que se calibran en la fabricación del dispositivo.