

# UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL FACULTAD REGIONAL CÓRDOBA

## INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Electrónica Aplicada II

### TRABAJO PRÁCTICO N°3: AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

*Profesor:*  
Ing. Carlos Olmos

*Curso 4R2*

DAPARTE, Jose - 61173  
DE LA VEGA, Nahuel - 58525  
LORCA, Diego - 63477  
LOZADA, Martin - 62748  
MASSETTI, Luciano - 58210

14 de septiembre de 2015

# Índice

<b>1. OBJETIVO</b>	<b>3</b>
<b>2. DISEÑO DEL AMPLIFICADOR INSTRUMENTAL</b>	<b>4</b>
2.1. GANANCIA	4
2.2. FILTRO	6
<b>3. SIMULACIÓN</b>	<b>7</b>
<b>4. RESPUESTA EN FRECUENCIA</b>	<b>9</b>
<b>5. RELACIÓN DE RECHAZO DE MODO COMÚN</b>	<b>10</b>
<b>6. APÉNDICE</b>	<b>12</b>
<b>7. CONCLUSIÓN</b>	<b>13</b>

# 1. 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:

- $AB(Ancho - Banda) = 99,5 [Hz] \therefore 0,5 [Hz] \implies 100 [Hz]$ .
- $RRMC \gg 80 [dB]$ .
- $Z_i > 5 [M\Omega]$ .
- $Ganancia(ModoDiferencial) = 60 [dB]$ .
- 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 RRMC

Debido a la exigencia del diseño, se elige un operacional que se perfile 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 *RRMC*, el cual el valor típico es de  $100dB$ , por otro lado tiene un *Slew - Rate* típico de  $13V/\mu s$ . Como se necesita buena precisión, en la práctica, las resistencias y capacitores utilizados serán de baja tolerancia para aumentar la exactitud, esto es, las resistencias deben ser del 1 % y los capacitores de mica plate.

## 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, el cual se detallará su funcionamiento, conexiones y una breve explicación de la señal generada en el apéndice de este informe.



Figura 1: Diagrama en 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.

### 2.1. GANANCIA

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. Las impedancias pueden ser complejas, pero no lo son para este caso, ya que sólo se obtendrá la ganancia.

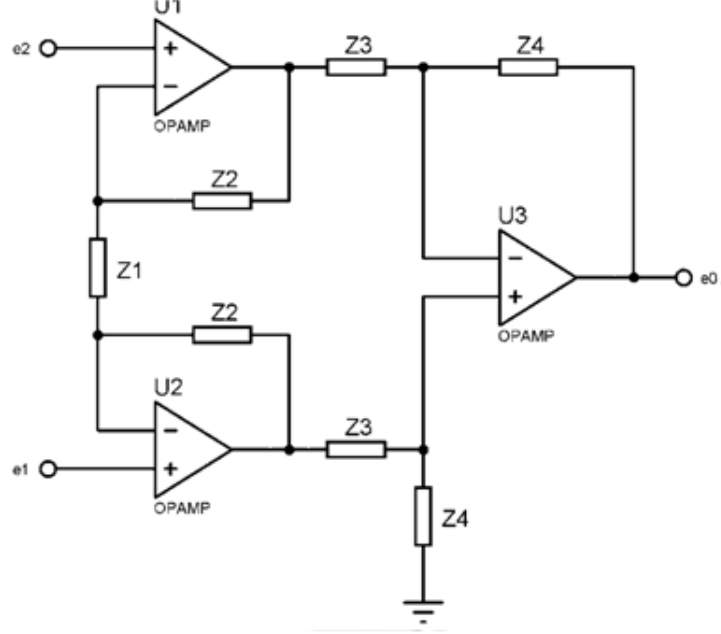


Figura 2: Amplificador Operacional

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  $e_2'$  y  $e_1'$  a las señales de salida de la primera etapa, haciendo referencia con la figura 2, se tiene que:

$$e_2' = e_2 \cdot \left(1 + 2 \cdot \frac{Z_2}{Z_1}\right) \quad (1)$$

$$e_1' = e_1 \cdot \left(1 + 2 \cdot \frac{Z_2}{Z_1}\right) \quad (2)$$

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

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

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

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

.R\_{1}

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 preset 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**.

## 2.2. 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.

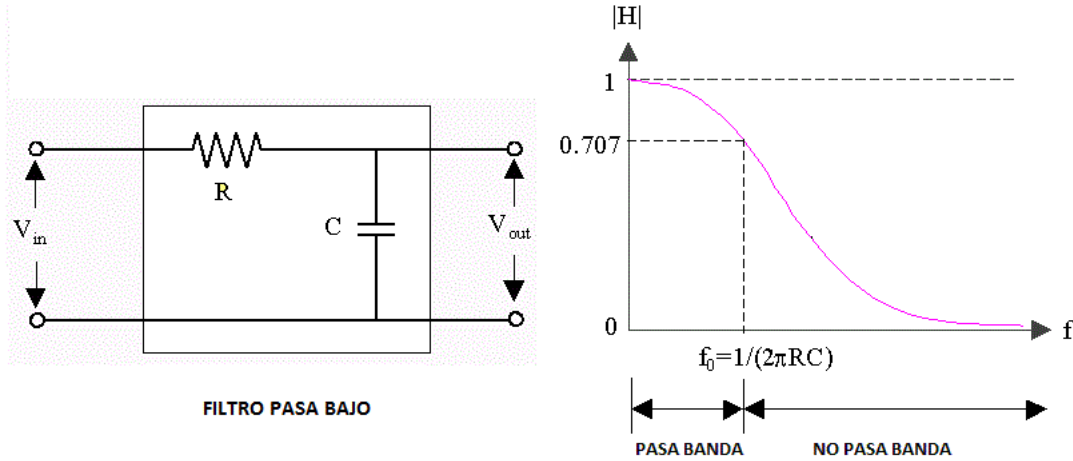


Figura 3: Filtro Pasa Bajo

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:

$$f_C = \frac{1}{2\pi RC} = 100Hz = \frac{1}{2\pi R \cdot 1\mu F} \quad \rightarrow \quad R = \frac{1}{2\pi \cdot 100Hz \cdot 1\mu F} = 1591.5\Omega$$

El valor normalizado más cercano es  $1.5K\Omega$ .

El diseño del filtro pasa alto es de la misma naturaleza, sólo que se hace una conmutación entre la resistencia y el capacitor, esto se puede ver en la figura 4.

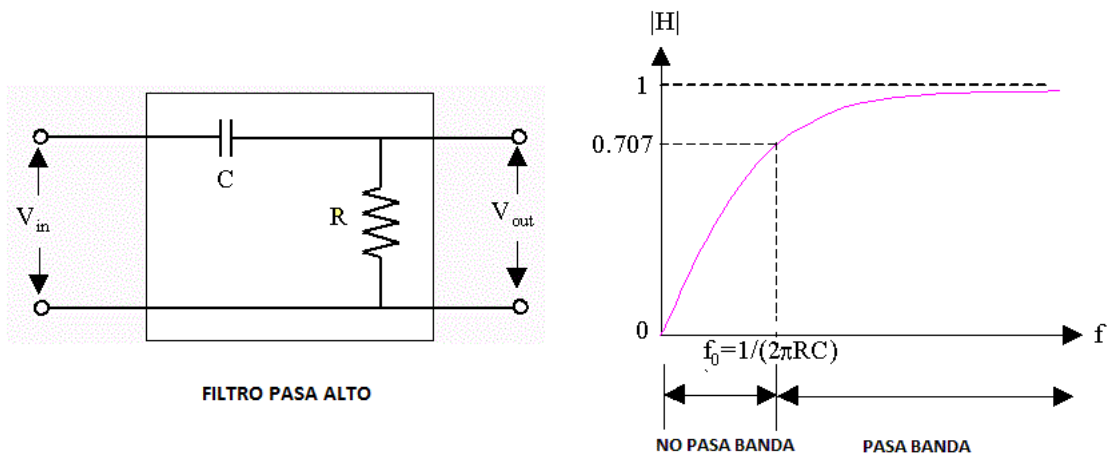


Figura 4: Filtro Pasa Alto

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 imagen 3 y 4, se tiene que:

$$f_C = \frac{1}{2\pi RC} = 0,05Hz = \frac{1}{2\pi R \cdot 3,3\mu F} \quad -> \quad R = \frac{1}{2\pi \cdot 0,05Hz \cdot 3,3\mu F} = 964575\Omega$$

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

### 3. SIMULACIÓN

Ya 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.

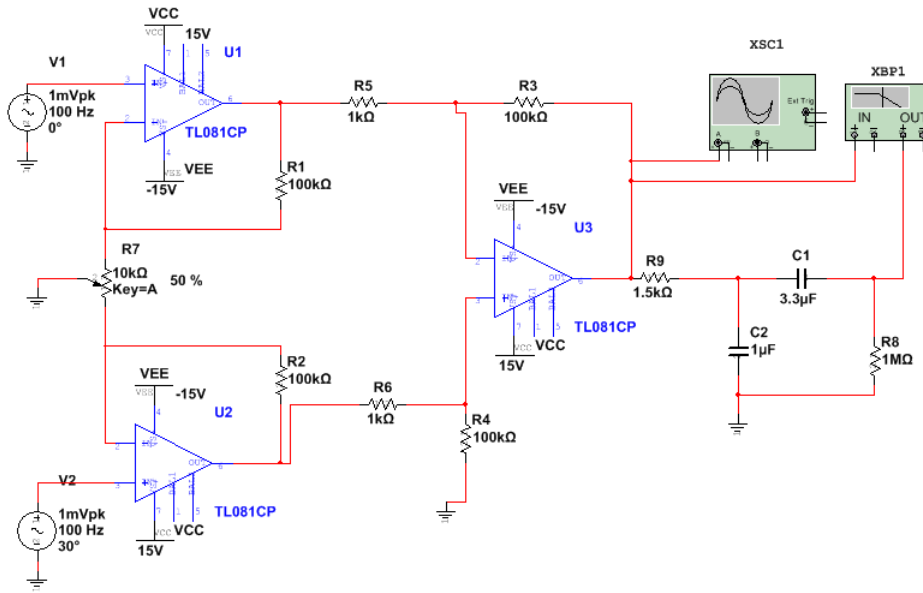


Figura 5: Simulación amplificador instrumental

Para su prueba 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, tira lo que se ve en la figura .

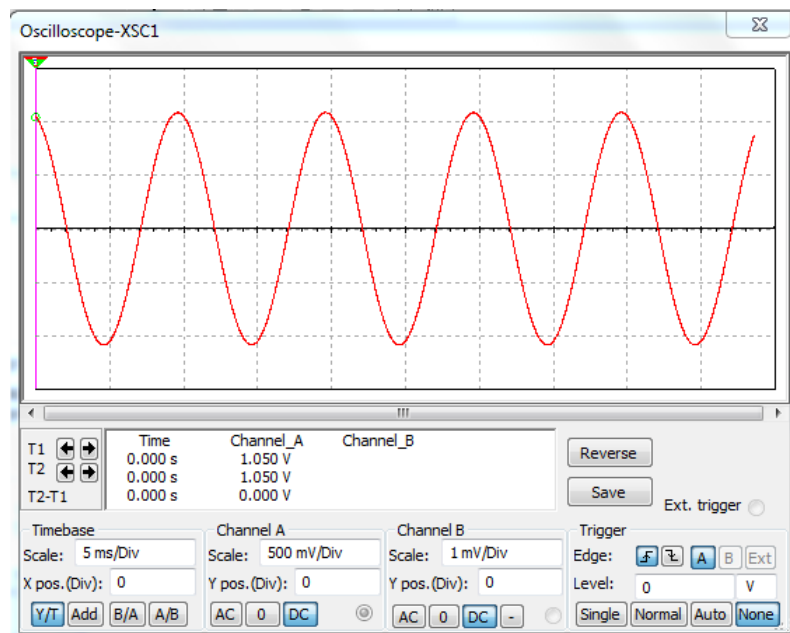


Figura 6: Simulación señal senoidal

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.

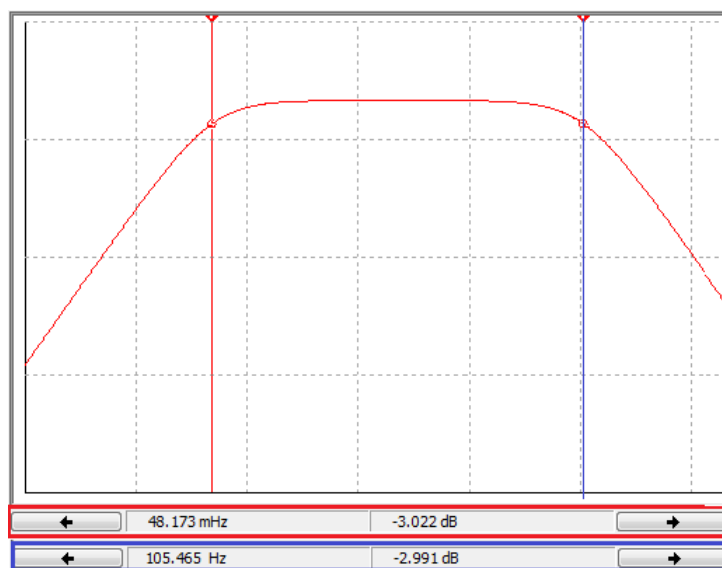


Figura 7: Simulación respuesta en frecuencia

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.



## 4. 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.

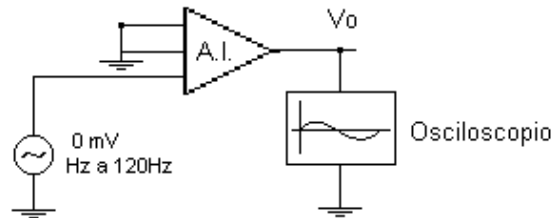


Figura 8: Medición del ancho de banda

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.

Frecuencia (Hz)	0,5	5	10	40	50	60	100
Tensión (mV)	456	800	800	760	740	700	560

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 del propio amplificador operacional.

La representación del barrido obtenido se resume en la siguiente tabla:

Figura 10: barrido de frecuencia

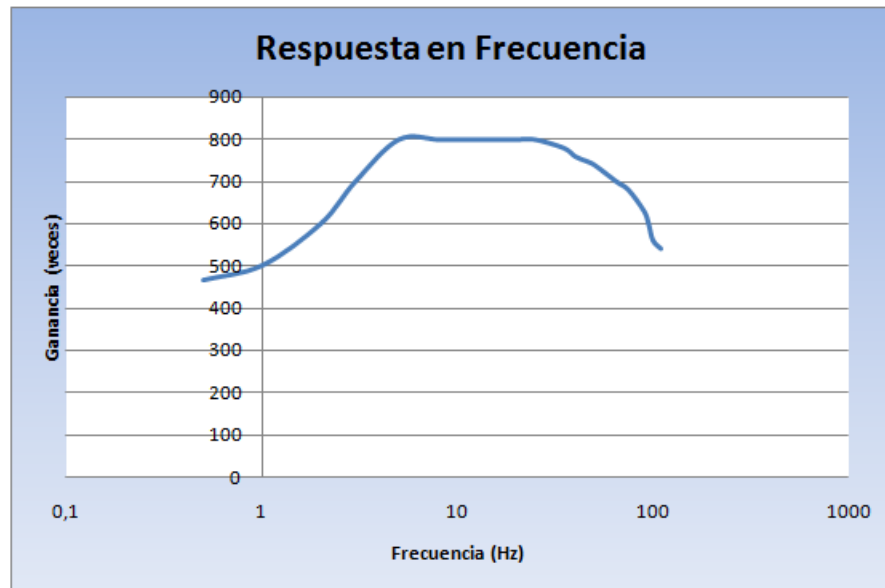


Figura 11: Bode de Módulo

## 5. 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 de las figuras 12 y 13. Con el primero se mide la ganancia a modo diferencial, y con el segundo la ganancia a modo común. Por ende al efectuar el cociente entre ambos factores, obtenemos finalmente la *RRMC*.

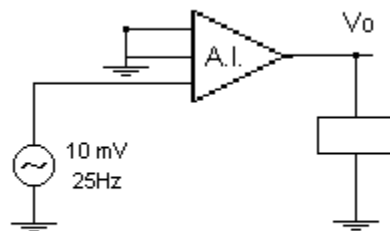


Figura 12: Esquema para Modo Diferencial

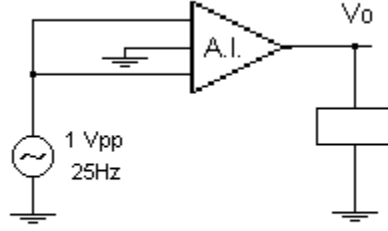


Figura 13: Esquema para Modo Común

Para efectuar la medición de modo diferencial, se aplicó con el generador de señales, una onda senoidal de  $10 [mVp]$  utilizando sobre el amplificador de instrumentación el esquema de la figura 12. Consecuentemente se obtuvo una salida amplificada de  $10,2 [Vp]$ . Por lo tanto la ganancia a modo diferencial queda como sigue.

$$A_{mD} = \frac{10,2}{0,01} \left[ \frac{V}{V} \right] = 1020 \quad (5)$$

Posteriormente se montó el esquema de la figura 13, y se introdujo a modo común, una señal de  $1 [Vp]$ . A partir de ello, se pretende medir la ganancia a modo común, y la salida refleja una atenuación respecto a la entrada, de valor  $60 [mVp]$ . Por lo tanto, la ganancia a modo común se expresa como sigue.

$$A_{mC} = \frac{0,06}{1} \left[ \frac{V}{V} \right] = 0,06 \quad (6)$$

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

$$RRMC = \frac{A_{mD}}{A_{mC}} = \frac{1020}{0,06} = 17000(veces) \quad \therefore \quad RRMC_{(dB)} = 20.log \left( \frac{1020}{0,06} \right) = 84,6 [dB]$$

## 6. APÉNDICE

En esta sección se trata de dar un resumen de como es el funcionamiento del simulador de señales ECG utilizado para llevar a cabo el diseño del amplificador de instrumentación. Éstas señales son una representación de la actividad eléctrica del corazón, para su clara visualización se conectan más de 10 derivaciones en el cuerpo humano. El simulador sólo tiene en cuenta tres derivaciones, como se muestra en la figura 14, una derivación del brazo derecho (R), otra del brazo izquierdo (L) y la otra en la pierna (N o F). El electrodo R es la señal (+) en el amplificador instrumental, mientras que el electrodo L es la (-), el electrodo N es conectado a masa.

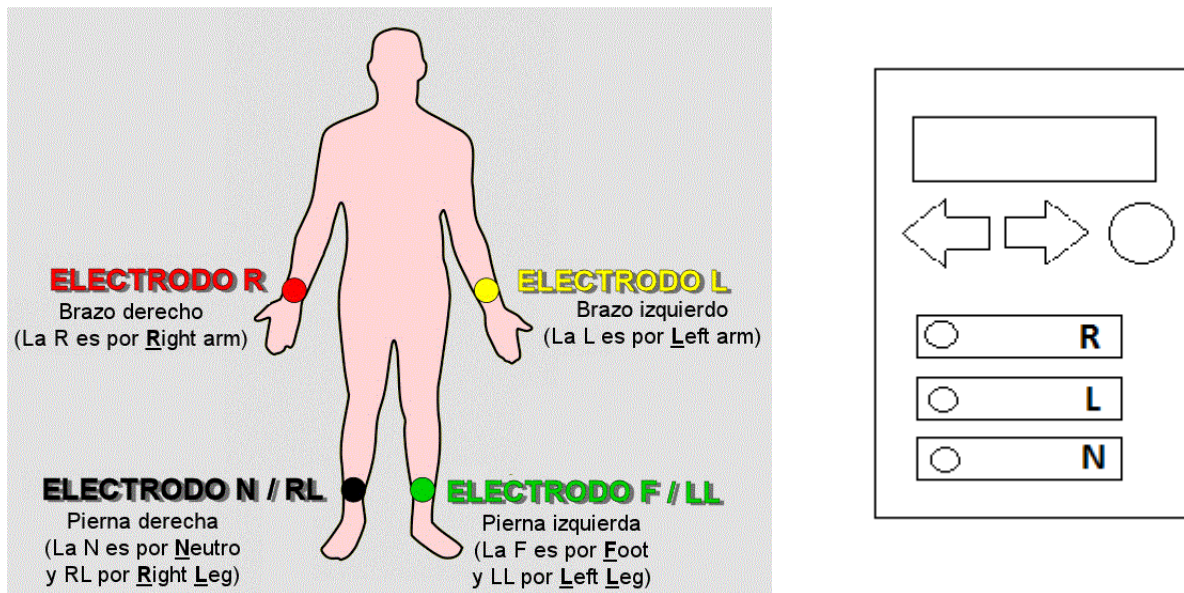


Figura 14: Simulador ECG

La señal eléctrica que se genera es producto por la actividad química que tiene lugar en los nervios y músculos que lo conforman. El corazón produce variaciones de voltaje, los potenciales se generan a nivel celular, es decir que cada una de las células es un diminuto generador. La señal compuesta por las derivaciones del cuerpo humano, se puede observar en la figura 15.

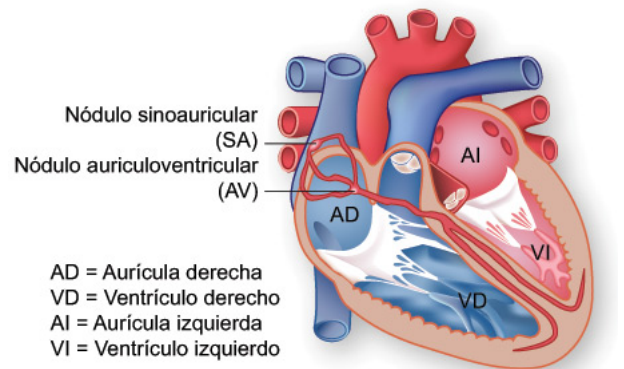
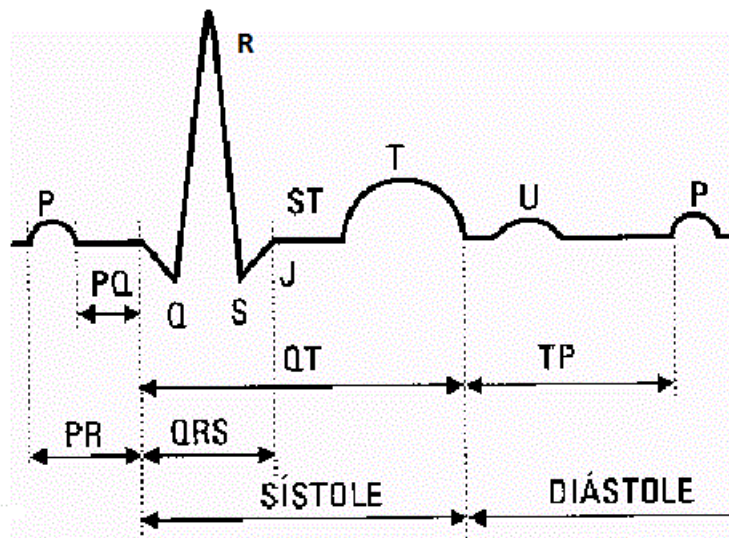


Figura 15: Señal ECG

Como se aprecia, hay dos intervalos que caracterizan a la señal, éstos son llamados por SÍSTOLE y DIÁSTOLE.

En el proceso de la sístole lo que ocurre es una contracción del tejido muscular cardíaco que produce un aumento de presión en la cavidad cardíaca auricular, ésta contracción hace pasar la sangre a las ventrículas donde se produce una presión intraventricular que impide que la sangre se devuelva a las aurículas y que por lo pronto salga por las arterias ya sea a los pulmones o al resto del cuerpo, ésta sangre ya sale oxigenada.

La diástole comienza una vez que la sangre oxigenada sale por las arterias, aquí el corazón se relaja y se prepara con el llenado de sangre desoxigenada traída por las venas.

## 7. 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 centra en amplificar señales procedentes de estudios de electro-cardiogramas, 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 ende 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.