

Capítulo 3. Amplificación de las señales.

3.1 Amplificadores.

La mayoría de las señales bioeléctricas del cuerpo humano son señales con una magnitud del orden de máximo 5 [mV_{pp}] y para poder ser registradas o vistas en papel o en una pantalla requieren ser amplificadas. La electrónica hace posible esta tarea gracias al empleo de amplificadores operacionales.

3.1.1 El amplificador operacional.

Un amplificador operacional es un circuito electrónico capaz de incrementar, disminuir o simplemente reproducir una señal variable en el tiempo (generalmente voltaje). Como sabemos cuenta con dos terminales de entrada (inversora y no inversora) con alta impedancia y una terminal de salida con baja impedancia. Además cualquier diferencia de voltaje existente entre ambas terminales de entrada será amplificada en la terminal de salida y tendrá un valor finito.

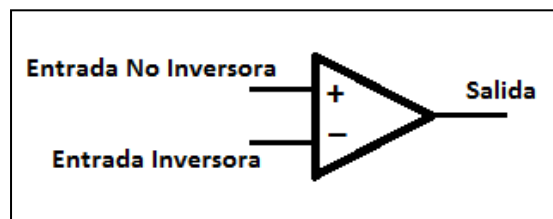


Figura 3.1 Terminales de entrada y salida de un amplificador operacional.

Existen configuraciones básicas en lazo cerrado empleando el amplificador operacional y partir de ellas se pueden construir configuraciones más complejas para propósitos específicos como en el caso del amplificador de instrumentación que en este proyecto es usado para la amplificación de las señales cardiacas. Es por ello que se consideró apropiado incluir a modo de resumen los diagramas y las ecuaciones de ganancia de dichas configuraciones y algunas características que presentan en las **figuras 3.2, 3.3 y 3.4**. Las configuraciones se pueden encontrar en la mayoría de los libros dedicados al estudio de amplificadores operacionales.

Amplificador inversor.

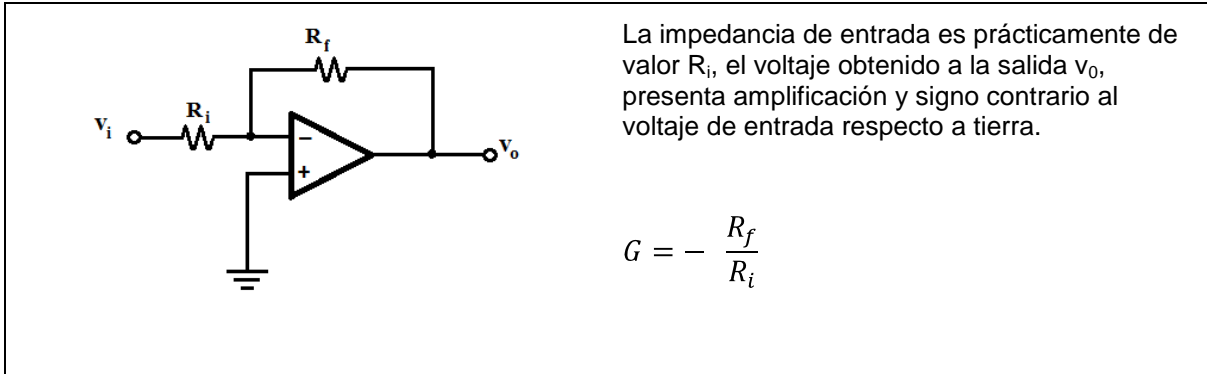


Figura 3.2 Configuración para un amplificador inversor*.

Amplificador no inversor.

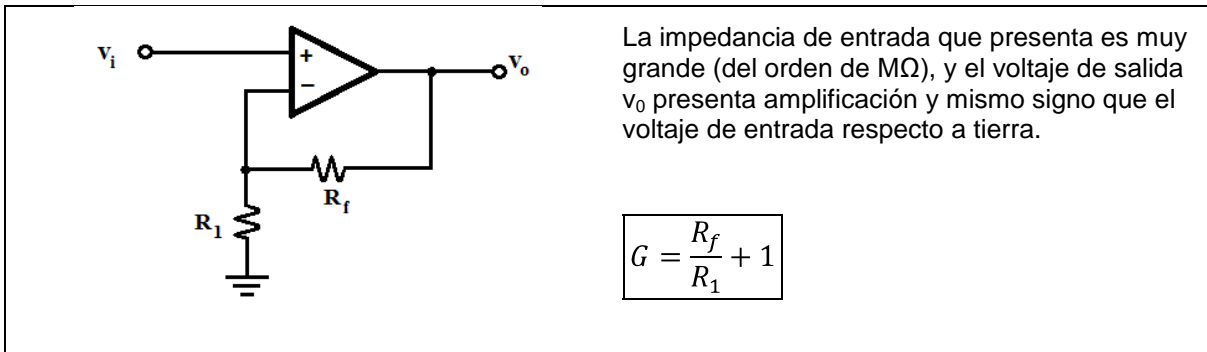


Figura 3.3 Configuración para un amplificador no inversor*.

Amplificador diferencial.

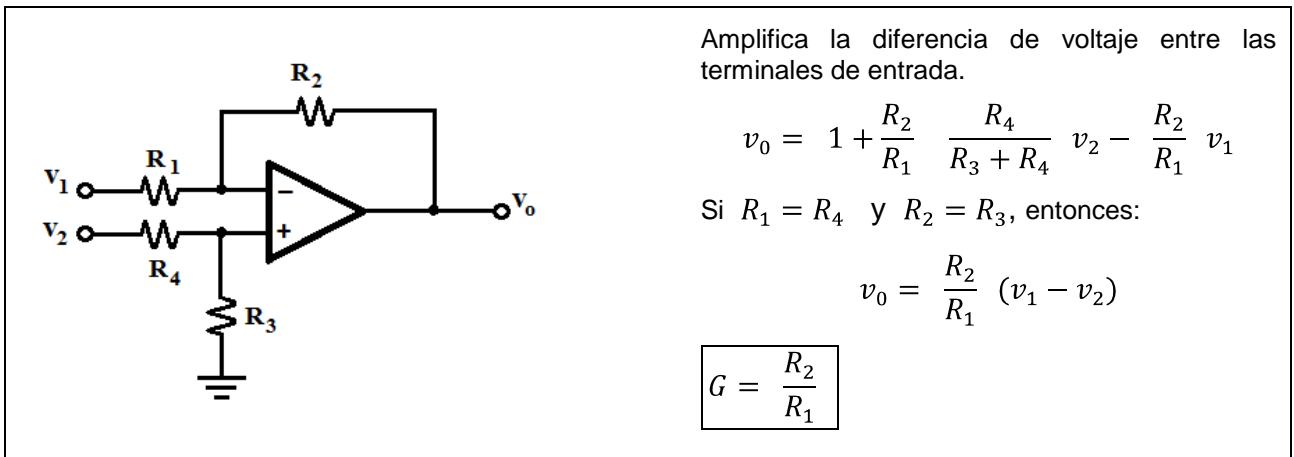


Figura 3.4 Configuración para un amplificador diferencial*.

* Fuente: Figuras basadas en diagramas y expresiones presentados por Berlín, Howard M. y Frank C. Getz, Jr., 1990, *Fundamentals of operational amplifiers and linear integrated circuits*, p. 21,25,31,33.

3.1.2 El Amplificador de instrumentación.

Para amplificar señales bioeléctricas como las del corazón se requieren dos características en un amplificador: la primera es que presente una muy alta impedancia en sus terminales de entrada (esto responde a las leyes de Kirchoff y elimina posibles caídas de voltaje de la señal cardiaca que den como resultado la reducción o anulación de su amplitud), y la segunda es que solamente amplifique la diferencia de voltaje existente entre dichas terminales. El amplificador que reúne las dos características mencionadas es el amplificador de instrumentación.

Para hacer posible lo anterior, todos los amplificadores de instrumentación se basan en el diseño mostrado en la **figura 3.5** que tiene una etapa con amplificadores no inversores (brindan alta impedancia) y enseguida una etapa de amplificación diferencial (casi siempre unitaria).

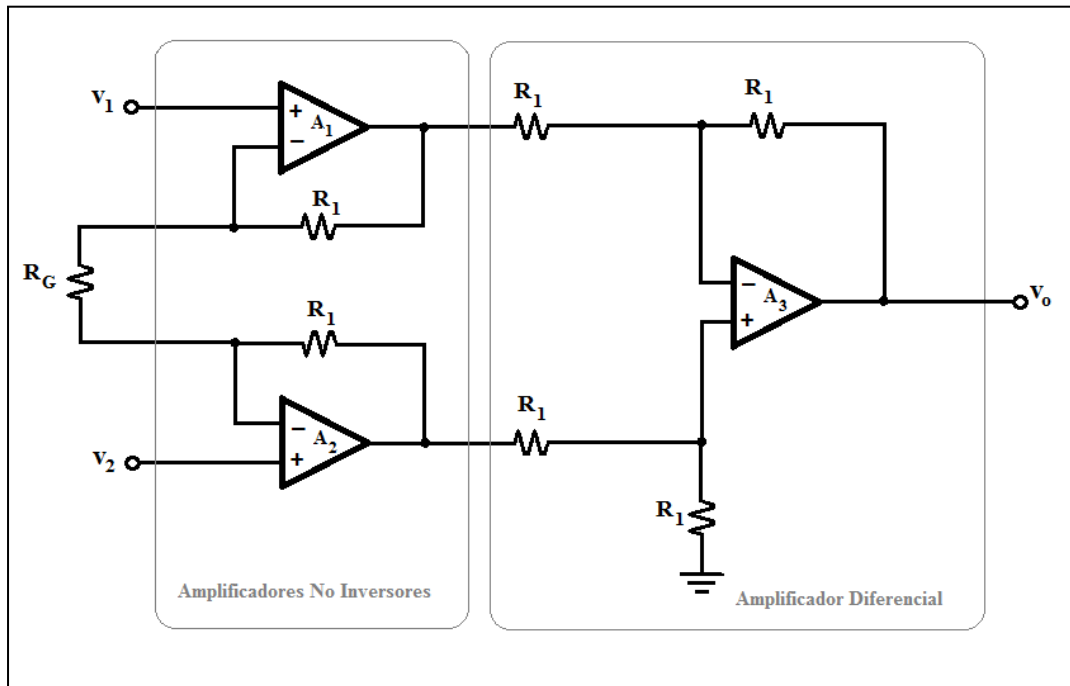


Figura 3.5 Diagrama de los elementos básicos que conforman las dos etapas en un amplificador de instrumentación.

Fuente: Figura basada en diagrama presentado por Berlín, Howard M. y Frank C Getz, Jr., 1990, *Fundamentals of operational amplifiers and linear integrated circuits*, p. 34.

La expresión para calcular la ganancia a partir del valor de sus componentes es:

$$v_0 = 1 + \frac{2R_1}{R_G} v_2 - v_1$$

$$G = 1 + \frac{2R_1}{R_G}$$

De la expresión anterior vemos que el valor de ganancia depende de R_1 y R_G , sin embargo lo más usual es mantener fijo el valor de R_1 y solamente variar a R_G .

Teóricamente si se hace llegar la misma señal de voltaje ($v_1=v_2$) a ambas terminales de entrada en un amplificador de instrumentación el voltaje a la salida (v_0) debería ser igual a cero, sin embargo esto no sucede así en la realidad ya que siempre existe un pequeño voltaje registrado en la terminal de salida debido a desbalances internos (ruido térmico e inexactitud en los valores de los componentes). Por esta razón los amplificadores de instrumentación y los amplificadores operacionales en general tienen una característica de desempeño llamada *relación de rechazo en modo común* (RRMC), ésta indica qué tanto el amplificador de instrumentación es capaz de anular los voltajes de una misma señal presente en ambas entradas (modo común) y qué tanto puede amplificar la diferencia de voltaje con señales distintas en dichas entradas (modo diferencial).

Para calcular la RRMC se calculan las ganancias en modo diferencial y en modo común:

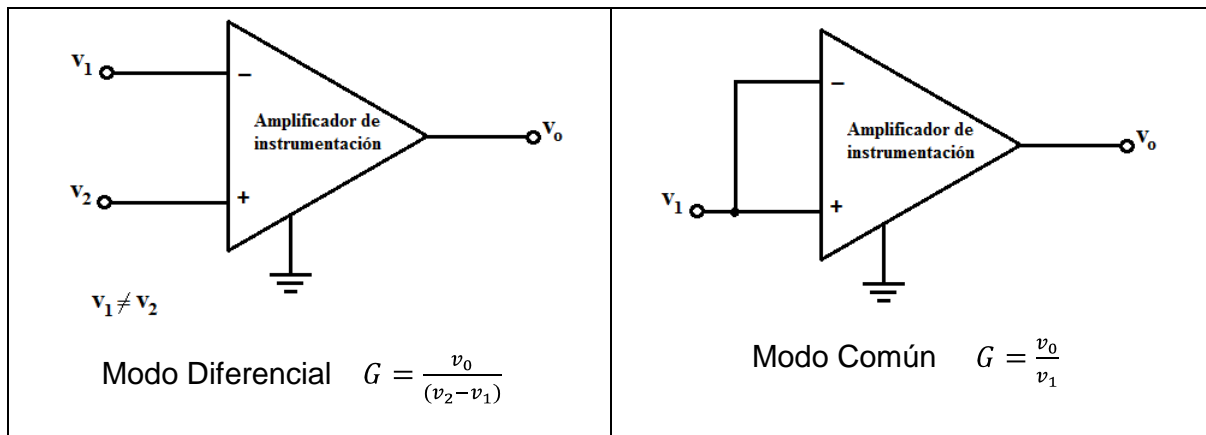


Figura 3.6 Ganancias en modo diferencial y en modo común para el amplificador de instrumentación.

y se divide la primera entre la segunda:

$$RRMC = \frac{\text{Ganancia en modo diferencial}}{\text{Ganancia en modo común}}$$

comúnmente esta relación es expresada en decibeles:

$$RRMC_{dB} = 20 \log_{10} \frac{\text{Ganancia en modo diferencial}}{\text{Ganancia en modo común}}$$

Para llevar a cabo la amplificación de las señales electrocardiográficas se usó el amplificador de instrumentación modelo AD620 (amplificador de instrumentación de bajo consumo eléctrico y bajo costo). La impedancia de entrada y la relación de rechazo de modo común según la hoja de datos del fabricante son:

<p>Impedancia de entrada</p> $Z_{entrada} = 10 \text{ G}\Omega \parallel 2[pF]$	<p>Esto significa que la impedancia de entrada es el paralelo entre $10 \text{ G}\Omega$ y la impedancia capacitiva que depende de la frecuencia aplicada. Nuestra señal tiene un ancho de banda de 0.05 a 150 [Hz] (<i>capítulo 5</i>), por lo que la mínima impedancia de entrada será:</p> $Z_{entrada \text{ min}} = 10 \text{ [G}\Omega] \parallel Z_{c,150\text{Hz}}$ $Z_{c,150\text{Hz}} = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{2\pi \cdot 150 \cdot 2 \cdot (10^{-12})}$ $Z_{c,150\text{Hz}} = 530.51 \text{ [M}\Omega]$ <p>Sustituyendo:</p> $Z_{entrada \text{ min}} = 10 \text{ G}\Omega \parallel 530.51 \text{ [M}\Omega]$ $Z_{entrada \text{ min}} = 503.78 \text{ [M}\Omega]$
<p>Relación de rechazo de modo común</p> $RRMC_{dB} = 73 \text{ dB} \quad (\text{para } G = 1)$ $RRMC_{dB} = 110 \text{ dB} \quad (\text{para } G = 1000)$	<p>La mínima RRMC que se tiene (73 [dB]) corresponde a ver atenuada una señal en modo común frente a una señal en modo diferencial unas 4466 veces.</p> $10^{\frac{RRMC_{dB}}{20}} = 10^{\frac{73}{20}} = 4466.83 \text{ veces}$

Tabla 3.1 Impedancia de entrada y RRMC para el AD620 según datos el fabricante. En la columna izquierda se tienen los datos proporcionados por el fabricante y en la columna derecha los cálculos realizados a partir de dichos datos.

La configuración interna del AD620 presenta algunas modificaciones en comparación con un amplificador de instrumentación hecho con tres operacionales, pero sigue la misma idea básica de tener alta impedancia a la entrada y un amplificador diferencial:

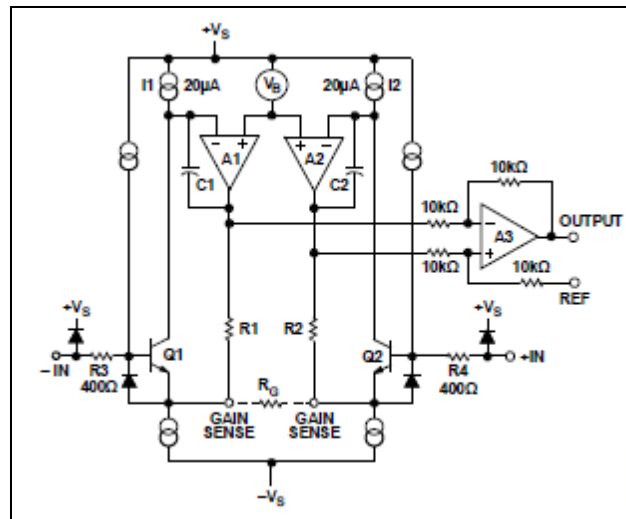


Figura 3.7 Configuración interna del AD620.
Fuente: Hoja de datos del AD620 por Analog Devices.

La ganancia obtenida en su terminal de salida depende del valor de un único resistor externo R_G conectado a sus pines 1 y 8.

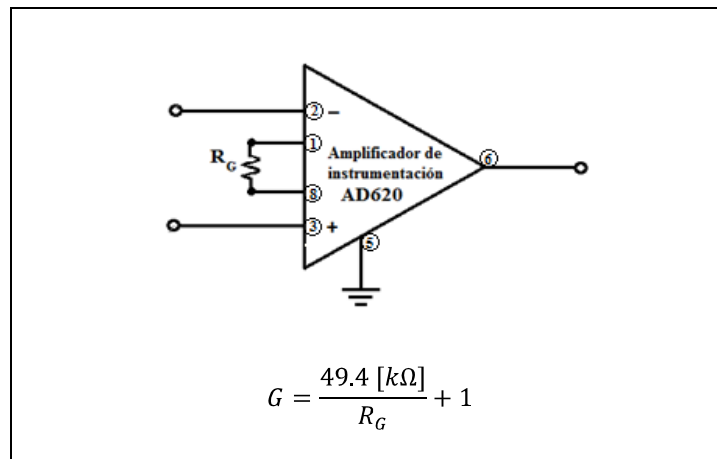


Figura 3.8 Resistor para fijar la ganancia en el AD620 y su respectiva ecuación.
Fuente: Hoja de datos del AD620 por Analog Devices.

Como se verá en el *capítulo 6* la conexión del electrocardiógrafo hacia la computadora fue hecha por medio de su tarjeta de sonido la cual tiene acotado el voltaje permitido de entrada en aproximadamente ± 0.75 [V] (o sea 1.5 [V_{pp}]), asimismo veremos que la amplitud del despliegue de los trazos puede ajustarse mediante software. Debido lo anterior no es necesario tener un valor específico de ganancia “G” en el amplificador de instrumentación, aunque tampoco puede tener cualquier valor; la manera en que

ésta se calculó fue bajo el argumento de que la amplitud máxima de la señal en los electrodos del aparato es ± 2.5 [mV] (es decir 5 [mV_{pp}]), se eligió un valor de ganancia cercano a 150, por lo tanto a la salida del amplificador se tiene un voltaje máximo de ± 0.375 [V] el cual se consideró adecuado para su ingreso a la tarjeta de sonido. Entonces el resistor de valor comercial que conectado a los pines 1 y 8 del AD620 dió una ganancia similar a 150 fue:

$$R_G = 390 \text{ } [\Omega]$$

ya que:

$$G = \frac{49.4 \text{ } [k\Omega]}{390 \text{ } [\Omega]} + 1$$

$$G = 127.67$$

3.1.3 Circuito de tierra hacia pierna derecha.

Con el objetivo de mejorar la relación de rechazo en modo común (RRMC) y además evitar conectar directamente la tierra del aparato hacia el paciente se agregó un amplificador operacional inversor en la etapa de amplificación como se muestra en la **figura 3.9**, este tipo de conexión es conocida en la bibliografía para instrumentación e incluso se hace referencia a ella en la hoja de datos del AD620.

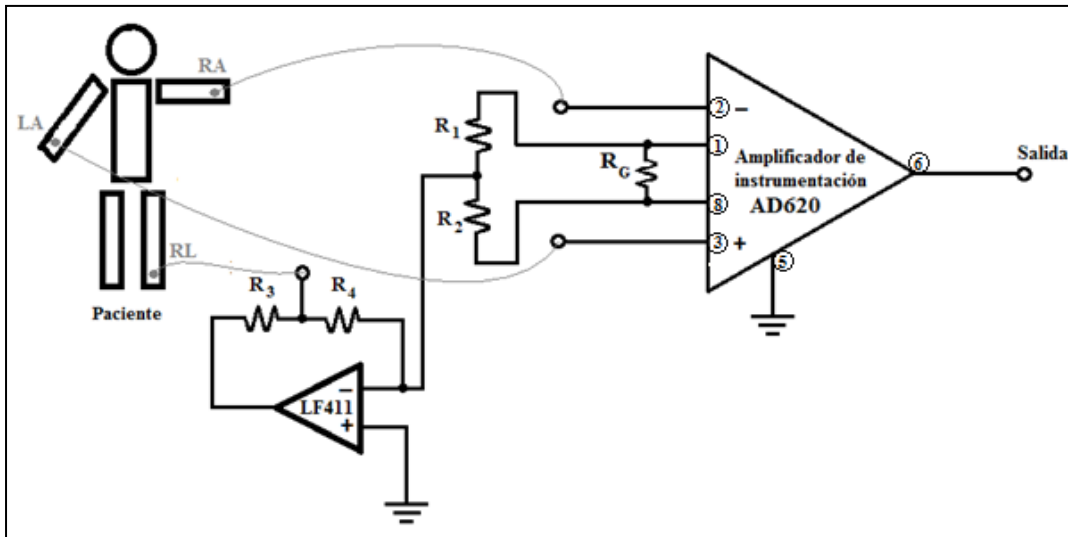


Figura 3.9 Conexión del circuito de tierra hacia pierna derecha del electrocardiógrafo.

Fuente: Figura basada en diagrama presentado por Webster , John G, 1992, *Medical instrumentation application and design*, p.318, y hoja de datos del AD620 por Analog Devices.

Las resistencias R_1 y R_2 deben tener el mismo valor ya que están encargadas de tomar el promedio del voltaje en modo común que existe en el AD620 a través de la resistencia R_G , dicho voltaje se invierte y amplifica en el LF411 lo que implica que R_3 y R_4 deben ser siempre mucho más grandes que R_1 y R_2 , y a su vez estas últimas

también deben ser mucho mayores al valor de R_G (están conectadas en paralelo a R_G).

El voltaje en modo común invertido y amplificado se conecta a la pierna derecha del paciente viéndose reducido cuando se dirige nuevamente a las entradas del amplificador de instrumentación, esto también da cierta protección eléctrica al paciente ya que evita una conexión directa a tierra (Webster, John G., 1992), por la cual pueden existir potenciales eléctricos no deseados.

Debido a que el voltaje en modo común tiene una magnitud pequeña y no tiene un valor definido por depender de muchos factores ambientales, no serviría de mucho realizar cálculos de resistencias, sin embargo lo que se hizo fue elegir el valor de los resistores del circuito de tierra hacia pierna derecha conforme a las relaciones mencionadas (finalmente se trata de un circuito auxiliar).

Entonces, las resistencias fueron*:

$$R_3 = 220 \text{ k}\Omega , \quad R_4 = 100 \text{ k}\Omega \gg R_1 = R_2 = 15 \text{ k}\Omega \gg R_G = 390 \text{ }\Omega$$

Para concluir este capítulo a continuación se presentan el diagrama eléctrico y circuito impreso (realizados en el software *Proteus*) de la tarjeta de amplificación implementada la cual incluye el amplificador de instrumentación AD620 y el circuito de tierra hacia pierna derecha. Se adicionó un amplificador operacional extra a la salida del amplificador de instrumentación como opción a realizar ajustes de ganancia, sin embargo en la práctica nunca fue usado:

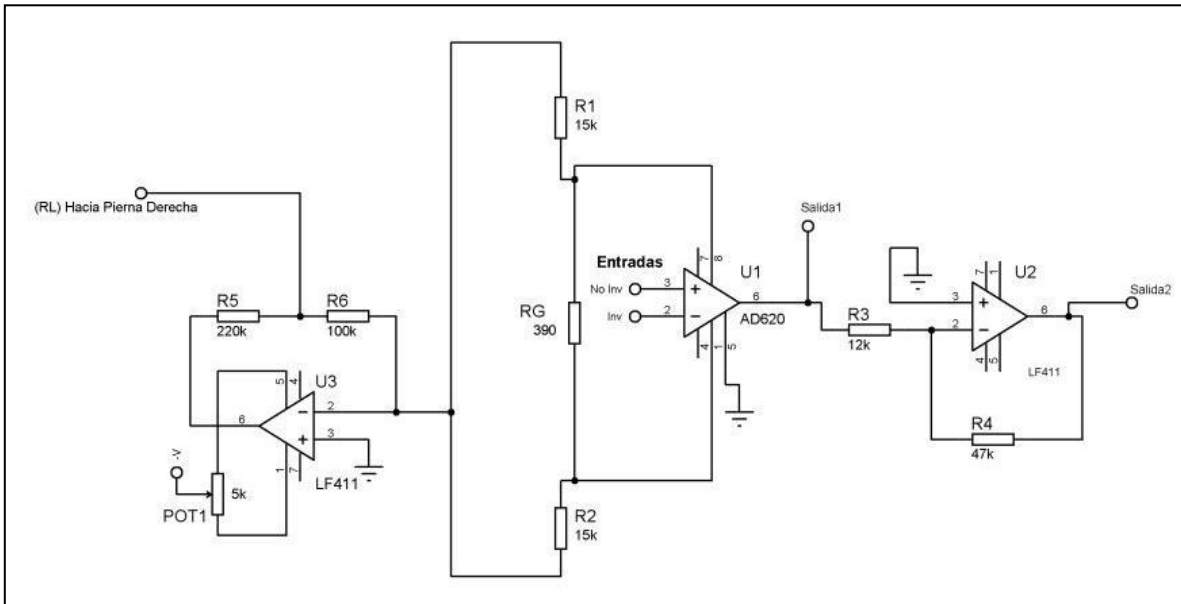


Figura 3.10 Diagrama eléctrico de la tarjeta de amplificación.

* Estos valores están referidos a la figura 3.9.

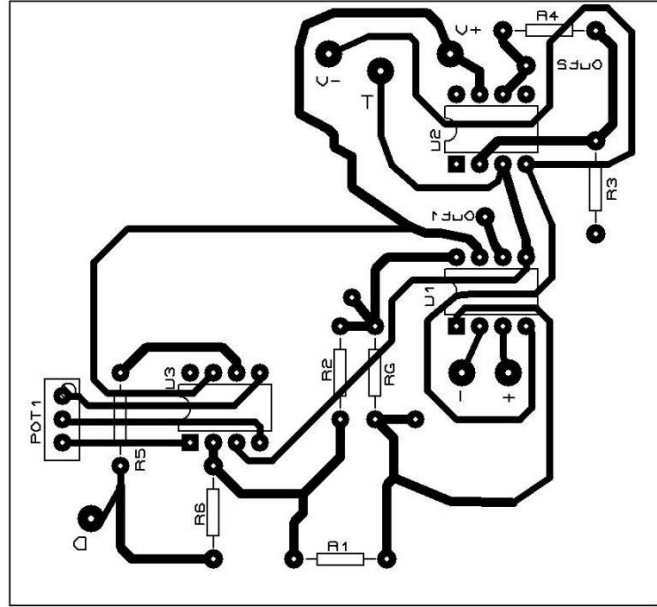


Figura 3.11 Circuito impreso de la tarjeta de amplificación.

