

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES



INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA TRABAJO PRÁCTICO FINAL

“IMPLEMENTACIÓN DE ELECTROCARDIÓGRAFO”

Alumnos:

Font, Julián

Madruga, Juan Manuel

Docentes:

Ing. Del Aguila, Ronald

Ing. Gomez, Walter

Ing. Rodriguez, Diego

Diciembre 2023

ÍNDICE.

Introducción.	3
Marco teórico.	4
Adquisición y acondicionamiento	5
Amplificador de instrumentación.	5
Electrodos.	7
Pre-amplificación	9
Circuito de pierna derecha	9
Filtrado y amplificación	11
Conclusión	14
Anexo 1	15
Anexo 2	16
Anexo 3	17
Anexo 4	18
Anexo 5	19

INTRODUCCIÓN

Para la realización del trabajo se propuso la realización del sistema de adquisición y preprocesamiento de una señal de electrocardiograma (ECG) aplicando los conocimientos adquiridos en el cursado y en la realización y exposición de los trabajos prácticos relacionados al tema. Se integraron en el mismo contenido vistos en la materia, así como los vistos en Electrónica Analógica, precisamente el tema de Amplificadores de Instrumentación, componente sobre el cual se basa el presente trabajo.

El ECG es una herramienta esencial en medicina que indica información acerca de la actividad eléctrica del músculo cardiaco. Muestra patrones específicos sobre el comportamiento eléctrico del mismo, y se utiliza para diversos propósitos, como pueden ser:

- Diagnóstico de problemas cardíacos.
- Evaluación de la función cardíaca.
- Seguimiento de enfermedades cardíacas.
- Guía durante procedimientos médicos.
- Prevención o detección temprana.

Mediante este trabajo se buscará comprender los fundamentos teóricos y prácticos básicos en la adquisición y acondicionamiento de un biopotencial cualquiera, y específicamente para los alcances de este trabajo, una señal de ECG.

MARCO TEÓRICO.

El electrocardiógrafo (ECG) es un dispositivo médico diseñado para registrar y representar gráficamente la actividad eléctrica del corazón. Este instrumento es esencial en el diagnóstico y monitoreo de enfermedades cardiovasculares.

En su forma más básica, el electrocardiógrafo utiliza electrodos conectados al cuerpo para capturar la actividad eléctrica generada por el corazón. Estos electrodos, al registrar la diferencia de voltaje, permiten representar gráficamente las variaciones eléctricas cardíacas. Este instrumento, de apariencia sencilla, se convierte así en el medio a través del cual se revela la compleja coreografía eléctrica intrínseca del corazón.

Esta coreografía, desde la generación de señales eléctricas en el nodo sinusal hasta su propagación por aurículas y ventrículos, se traduce en un trazado detallado en el electrocardiograma (ECG). Cada derivación, ya sea de extremidades o precordiales, captura aspectos únicos de esta actividad eléctrica, convirtiéndose en una ventana precisa hacia la función cardíaca. Es en este contexto donde los principios básicos del ECG entrelazan su importancia, permitiendo una comprensión detallada de la coordinación eléctrica que impulsa el ciclo cardíaco.

La interpretación del ECG se sumerge en la morfología de ondas y complejos, donde la onda P, el complejo QRS y la onda T revelan información valiosa sobre la despolarización y repolarización cardíacas. Al mismo tiempo, segmentos e intervalos temporales, como el segmento ST o el intervalo QT, añaden capas de comprensión, señalando posibles alteraciones en la función cardíaca, como la isquemia o las arritmias.

Estos fundamentos, conectados intrínsecamente, no solo guían el diagnóstico primario en enfermedades cardíacas, como la cardiopatía isquémica o la insuficiencia cardíaca, sino que también se extienden al monitoreo continuo. En entornos críticos, como unidades de cuidados intensivos o cirugías, el ECG ofrece una visión en tiempo real de la función cardíaca, consolidando su posición crucial en la atención médica y destacando su papel como un aliado inestimable en el cuidado de pacientes.

En resumen, el electrocardiograma, desde sus principios más básicos hasta sus aplicaciones clínicas, forma un todo interconectado. En este entramado de información gráfica y diagnóstico, el ECG se erige como una herramienta holística que, a través de su capacidad para diagnosticar, guiar tratamientos y monitorear en tiempo real, ocupa el centro del abordaje clínico de las enfermedades cardiovasculares.

ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO.

La señal generada por la actividad eléctrica del músculo cardíaco que obtendremos a través de los electrodos y el cable paciente tiene una amplitud muy pequeña, del orden de los mV , por lo que será preciso diseñar un sistema de acondicionamiento de la misma.

Source	Amplitude (mV)	Bandwidth (Hz)	Sensor (Electrodes)	Measurement Error		Selected Applications
				Source		
ECG	1–5	0.05–100	Ag–AgCl disposable	Motion artifact, 50/60 Hz power line interference		Diagnosis of ischemia, arrhythmia, conduction defects
EEG	0.001–0.001	0.5–40	Gold-plated or Ag–AgCl reusable	Thermal (Johnson) RF noise, 50/60 Hz		Sleep studies, seizure detection, cortical mapping
EMG	1–10	20–2000	Ag or carbon, stainless steel, needle	50/60 Hz, RF		Muscle function, neuromuscular disease, prosthesis
EOG	0.01–0.1	dc–10	Ag–AgCl	Skin potential motion		Eye position, sleep state, vestibuloocular reflex

Tabla 1: Características de adquisición de biopotenciales [1]

No podremos visualizarla directamente en un osciloscopio, o bien introducirla a un conversor analógico-digital para su posterior procesamiento sin previamente acondicionarla, ya que el propio electrodo, así como el cable paciente y todas las terminales actuarán como antena, introduciendo ruido de alta frecuencia de amplitudes mayores a la de la señal de ECG, además al trabajar en un ambiente ruidoso como es un taller de electrónica y utilizar conexiones con jumpers sobre una protoboard, introduciremos ruido en la medición del orden de los $5mV$ en adelante aproximadamente, por lo que al ver la señal tomada de los electrodos en un osciloscopio se verán completamente contaminadas por dichos ruidos. Si llamamos a la corriente inducida en el cuerpo i_d , y a la impedancia entre el mismo y el suelo Z_G , podemos cuantizar este voltaje según $V_{CM} = i_d Z_G$.

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Al medir diferencias de potencial mediante la utilización de dos electrodos, tendremos la ventaja de que gran parte de este ruido previamente mencionado se encontrará presente en ambos canales de medición, por lo que diremos que el ruido es común; llamado *voltaje modo común* V_{CM} . Para solventar esta situación se diseñaron amplificadores con la capacidad de atenuar o “rechazar” este voltaje modo común, y a su vez, amplificar el voltaje que resulta de la diferencia entre los dos canales de medición. Es característico en estos amplificadores encontrar un gran “rechazo modo común” o CMRR y una amplificación al modo diferencial, la cual se puede variar al cambiar el valor de una resistencia entre dos terminales del amplificador. Encontramos normalmente valores de CMRR de 80 o 100 dB y de amplificación G hasta 1000 veces.

Biopotential	Distinguishing Feature	Exclusive Amplifier Design Consideration	Additional Features Desired
ECG	1 mV signal, 0.05–100 Hz BW	Moderate gain, BW, noise, CMRR, input R	Electrical safety, isolation, defibrillation protection
EEG	Very small signal (microvolts)	High gain, very low noise, filtering	Safety, isolation, low electrode–skin resistance
EMG	Higher BW	Gain and BW of op amps	Post-acquisition data processing
EOG	Lower frequencies, small signal	dc and low drift	Electrode–skin junction potential, artifact reduction

Tabla 2: Características necesarias para los amplificadores de instrumentación [1]

En el presente trabajo se utilizó el amplificador de instrumentación INA114 de BURR-BROWN Texas Instruments, el cual tiene las características adecuadas para la aplicación:

- CMRR de 115dB
- Offset de 50uV
- Corriente de entrada <2nA
- Ganancia desde 1 hasta 10000



Figura 1: INA114

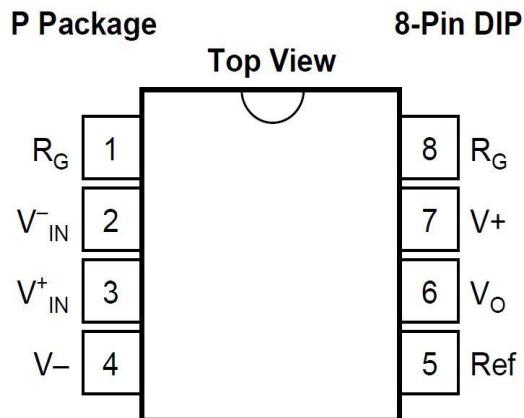


Figura 2: Pinout del INA114 [2]

Dado que la señal de ECG tiene una amplitud de 1 mV aproximadamente, tendremos que amplificarla 1000 veces para obtener una señal apropiada para un ADC y para introducir sin interferencia a un osciloscopio. Para este amplificado utilizaremos dos etapas; la etapa de preamplificado utilizando el INA114 con una $G = 10$, y luego la etapa de amplificado utilizando un OPAMP común con $G = 100$. El fabricante nos indica como realizar las conexiones y como calcular el valor de la resistencia RG para obtener la ganancia deseada.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \rightarrow R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{G - 1} = 5,56 \text{ k}\Omega$$

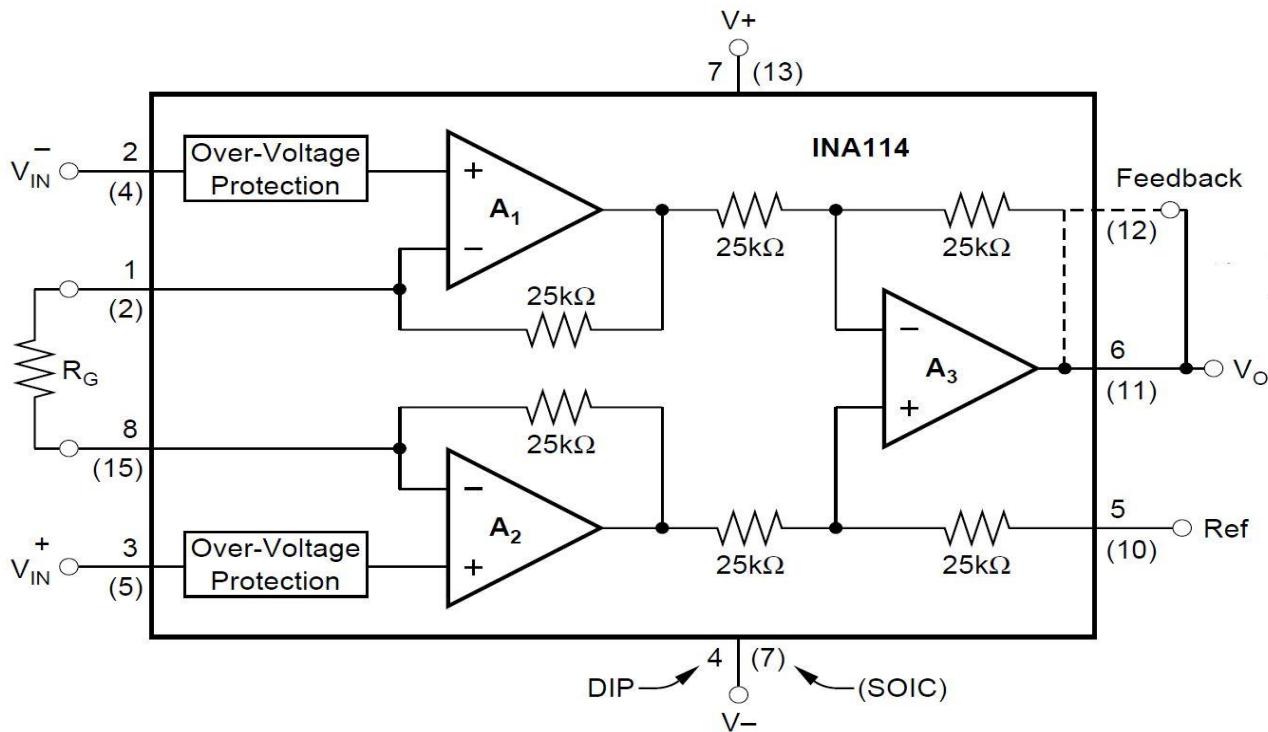


Figura 3: Esquemático del INA114 [2]

Ambos resistores de realimentación de $25\text{k}\Omega$ componen los $50\text{k}\Omega$ en la ecuación y deben ser exactamente del mismo valor para lograr un correcto rechazo del modo común. Si quisiéramos armar nosotros el amplificador deberíamos utilizar resistencias de precisión militar de 0,1%. En este amplificador están integrados en una misma pastilla monolítica de silicio ajustados mediante laser para obtener un valor absoluto preciso. En cuanto a alimentación del amplificador, utilizaremos una fuente partida ajustada a $+5\text{V}$ y -5V y la referencia será la masa común de la misma, al igual que la de todo el resto del circuito.

ELECTRODOS

Los canales de entrada obtendrán la señal mediante electrodos de Ag-AgCl y gel electrolítico.

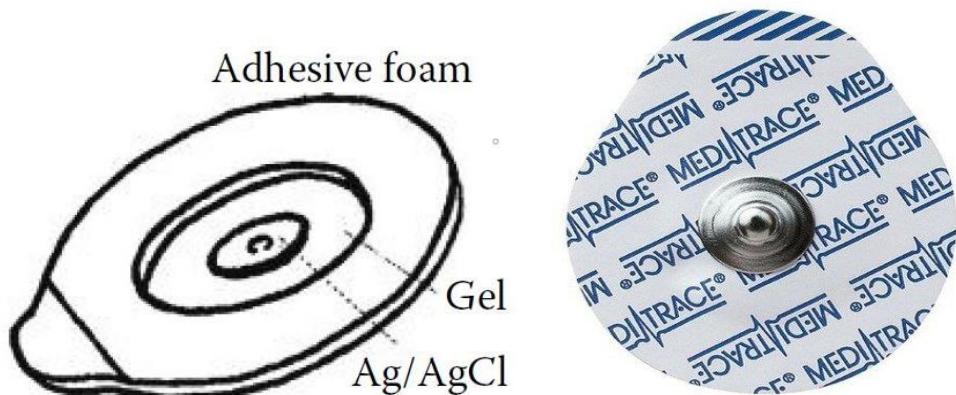


Figura 4: Electrodo adhesivo Ag-AgCl [1]

En este trabajo solo se midió la derivación I, colocando los electrodos en brazo derecho, brazo izquierdo, y pierna derecha para referencia como se explicará mas adelante. Para realizar un estudio de ECG completo y medir las doce derivaciones requeriremos de 10 electrodos; uno en cada extremidad para las bipolares y monopolares y 6 en el pecho para las precordiales monopolares. La implementación será análoga y necesitaremos un total de 8 amplificadores de instrumentación.

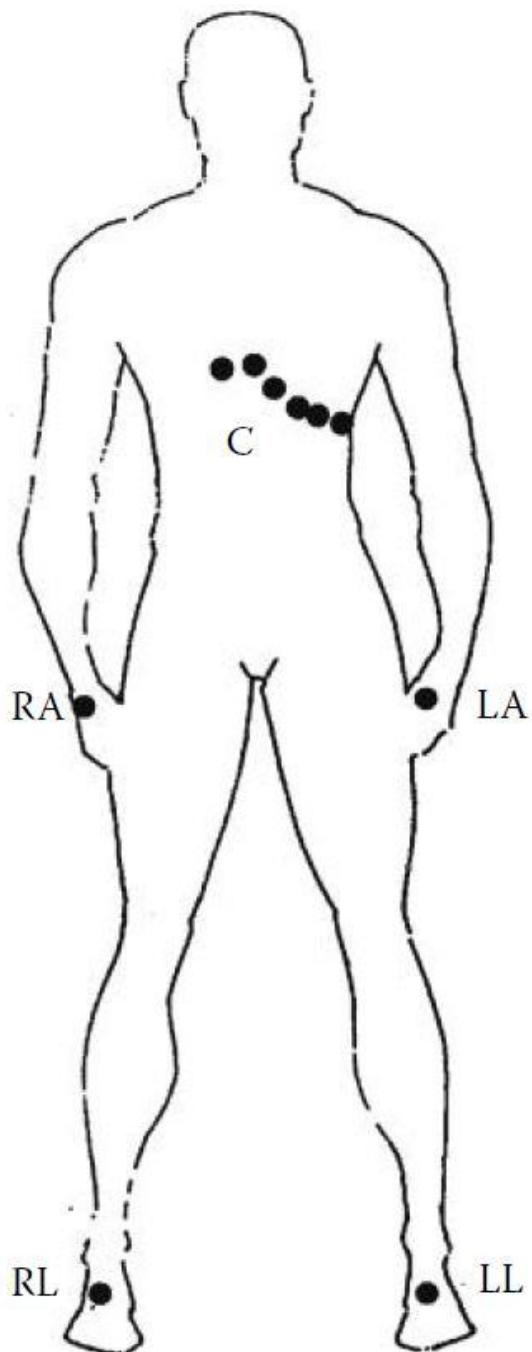


Figura 5: Ubicación de los electrodos [1]

PREAMPLIFICACIÓN

El circuito de preamplificación lo armaremos con resistencias de valores comerciales de $2,2\text{ k}\Omega$ y $470\ \Omega$ con tolerancia del 5 %. Conectándolas en serie se obtuvo $RG = 5340\ \Omega$, por lo que la ganancia será

$$G = 1 + \frac{50\text{ k}\Omega}{5340\ \Omega} = 10,36$$

PREAMPLIFICACIÓN

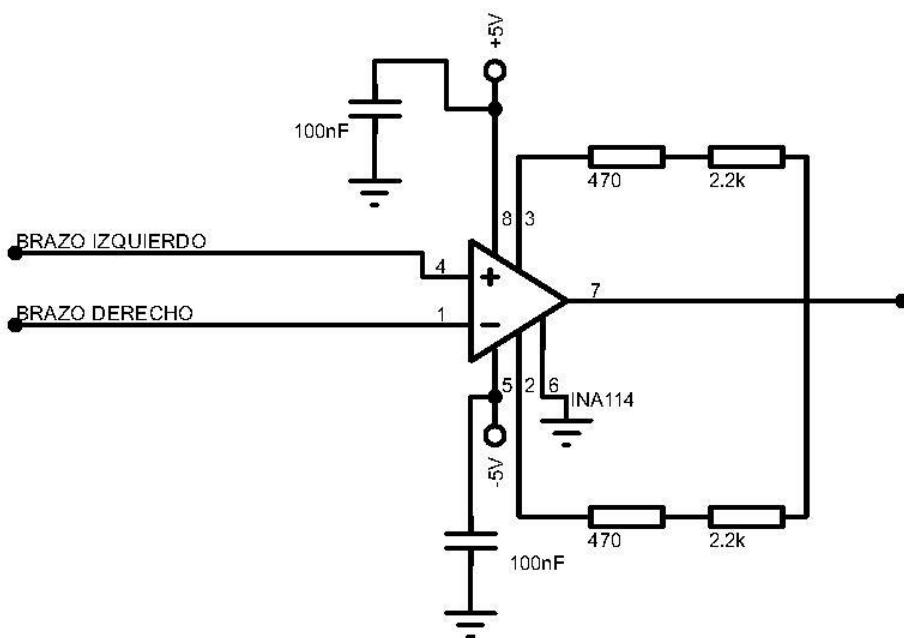


Figura 6: Etapa de preamplificado

CIRCUITO DE PIerna DERECHA

Otra técnica para reducir el modo común consiste en inyectarle al paciente un voltaje proporcional al modo común, pero con polaridad invertida, por lo que el mismo se reducirá significativamente. Es una forma de realimentar negativamente el circuito paciente con una señal de ruido de referencia. Esta inyección se hace a través de un electrodo colocado en la pierna derecha del paciente, y el circuito correspondiente se llama “circuito de pierna derecha”. Mediante la utilización de un amplificador de instrumentación con buen CMRR y este circuito se puede obtener una señal de ECG de calidad aceptable.

No solo logramos reducir significativamente el voltaje modo común al conectar virtualmente al paciente a tierra (a efectos del amplificador de instrumentación), sino que aportamos cierto grado de seguridad eléctrica, ya que, si por algún motivo aparece un voltaje alto entre el paciente y el suelo, el amplificador operacional del circuito de pierna derecha se saturará, “desconectando” al paciente de tierra.

Dado que el amplificador de instrumentación viene integrado en una pastilla de silicio, para acceder a una terminal con el voltaje en modo común tendremos que dividir en dos partes iguales o lo

mayor que se pueda a la resistencia de ganancia RG. Es por esto que se utilizó el arreglo indicado anteriormente.

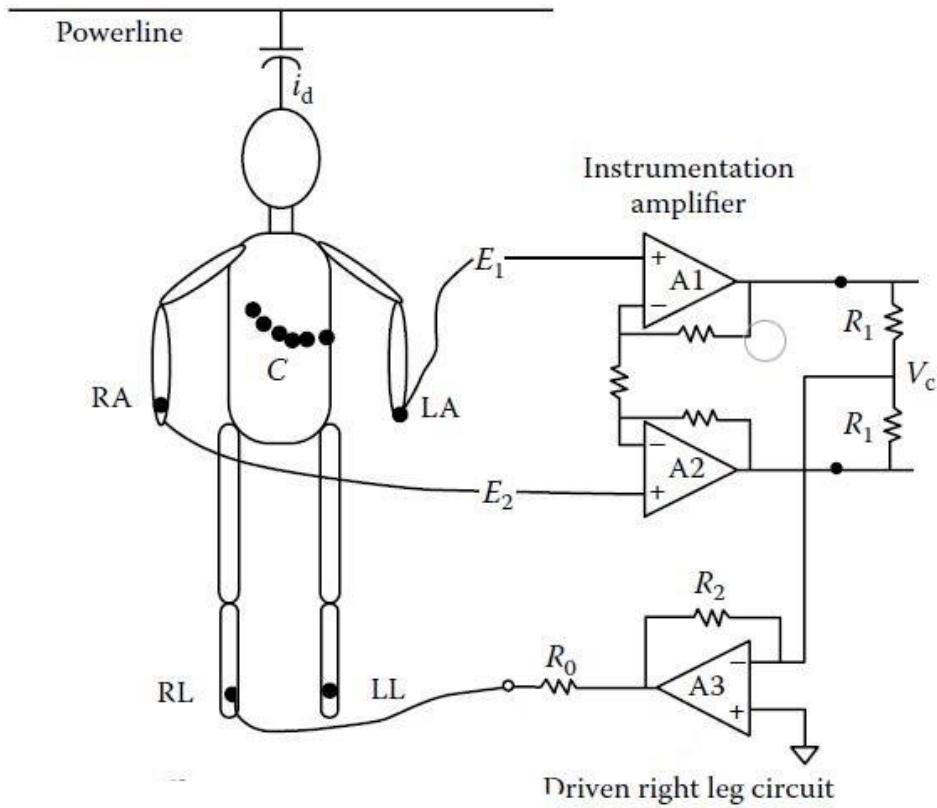


Figura 7: Circuito de pierna derecha [1]

El propio fabricante del INA114 nos proporciona instrucciones para realizar esta realimentación, así como la forma de acceder al voltaje modo común.

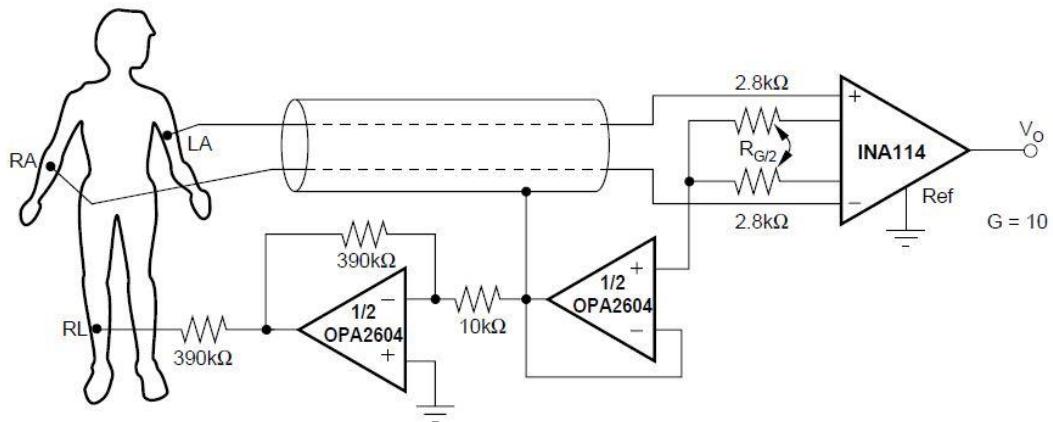


Figura 8: Circuito de pierna derecha con INA114 [2]

Dado que estamos inyectando voltaje en la pierna, el mismo debe ser de una magnitud que sea completamente inocuo para el cuerpo humano, por lo que se introduce un buffer para aislar etapas, así con unos pocos μA logramos la realimentación deseada. Se establece una configuración inversora para que la realimentación sea negativa, con una ganancia establecida según

$$V_{out} = -V_{in} \frac{390 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} = -39V_{in}$$

Utilizando el amplificador operacional LM324N, queda conformado el circuito de pierna derecha según:

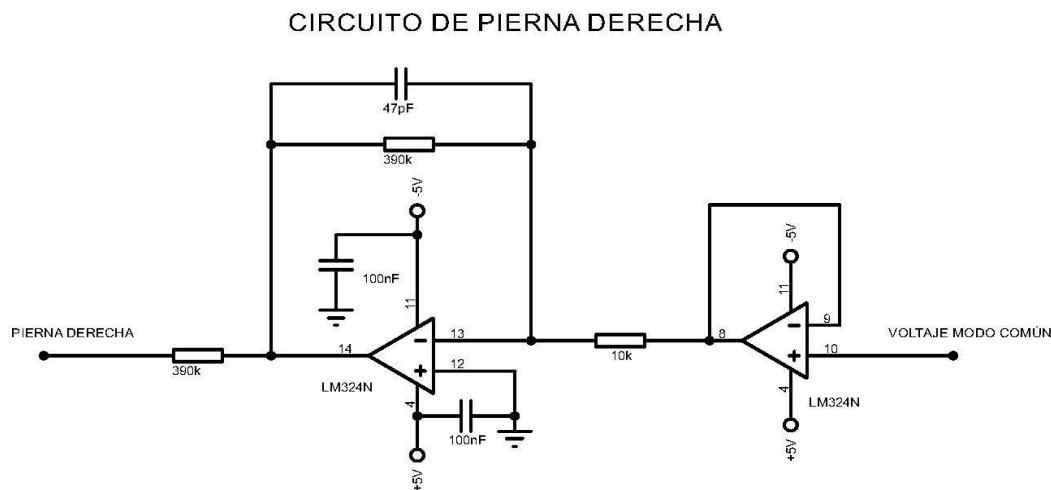


Figura 9: Circuito de pierna derecha implementado

FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN

La siguiente etapa en el acondicionamiento consiste en el filtrado y amplificado final. Necesitamos aplicar un filtro anti-aliasing para señales de RF y todo ruido de alta frecuencia. Como se mencionó anteriormente, las señales de ECG tienen componentes espectrales hasta 100Hz, por lo que esta será la frecuencia de corte del filtro pasa bajo. Se eligió un filtro activo pasa bajo en configuración Sallen-Key de segundo orden.

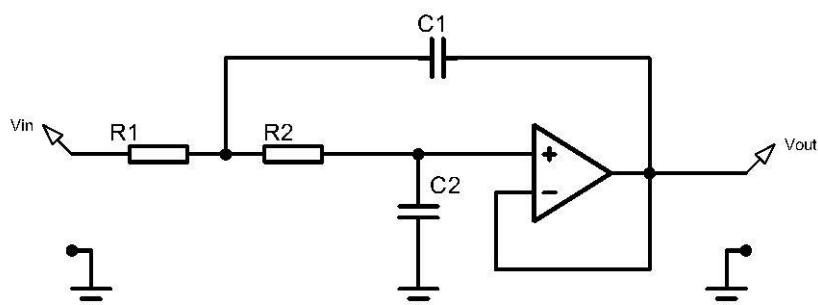


Figura 10: Filtro pasa bajo Sallen-Key

Cuya función de transferencia queda definida por;

$$H(s) = \frac{\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{s^2 + \frac{1}{R_1 C_2} s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2}$$

Despejando la frecuencia de corte obtenemos;

$$\omega_n^2 = (2\pi f_c)^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}$$

Entonces;

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Utilizando valores comerciales podemos obtener una frecuencia de corte muy cercana a la deseada de 100 Hz:

- $R_1 = 1470 \Omega$
- $R_2 = 1470 \Omega$
- $C_1 = 1 \mu F$
- $C_2 = 1 \mu F$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{1470 \Omega * 1470 \Omega * 1 \mu F * 1 \mu F}} = 108 \text{ Hz}$$

Luego, necesitamos amplificar la señal filtrada 100 veces para finalmente terminar con el proceso de adquisición planteado. Para esto utilizaremos un amplificador en configuración no inversor, con resistencias según;

$$V_{out} = V_{in} \frac{100 k\Omega}{1 k\Omega} = 100V_{in}$$

Finalmente queda conformada la etapa de amplificación. Se realizó un diagrama de bode de la misma para verificar que se obtiene la ganancia deseada de 100 veces o 40dB y la frecuencia de corte deseada de 100 Hz aprox.

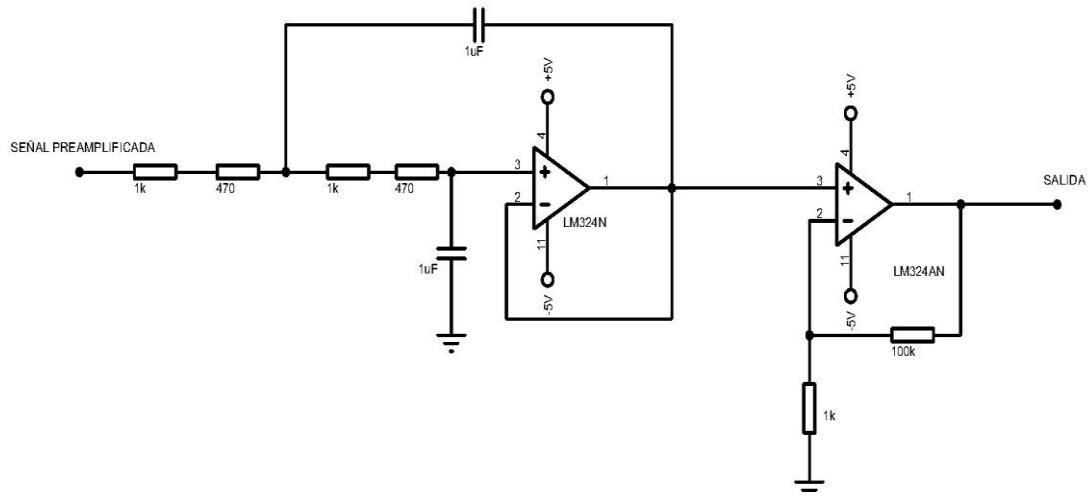


Figura 11: Etapa de filtrado y amplificación.

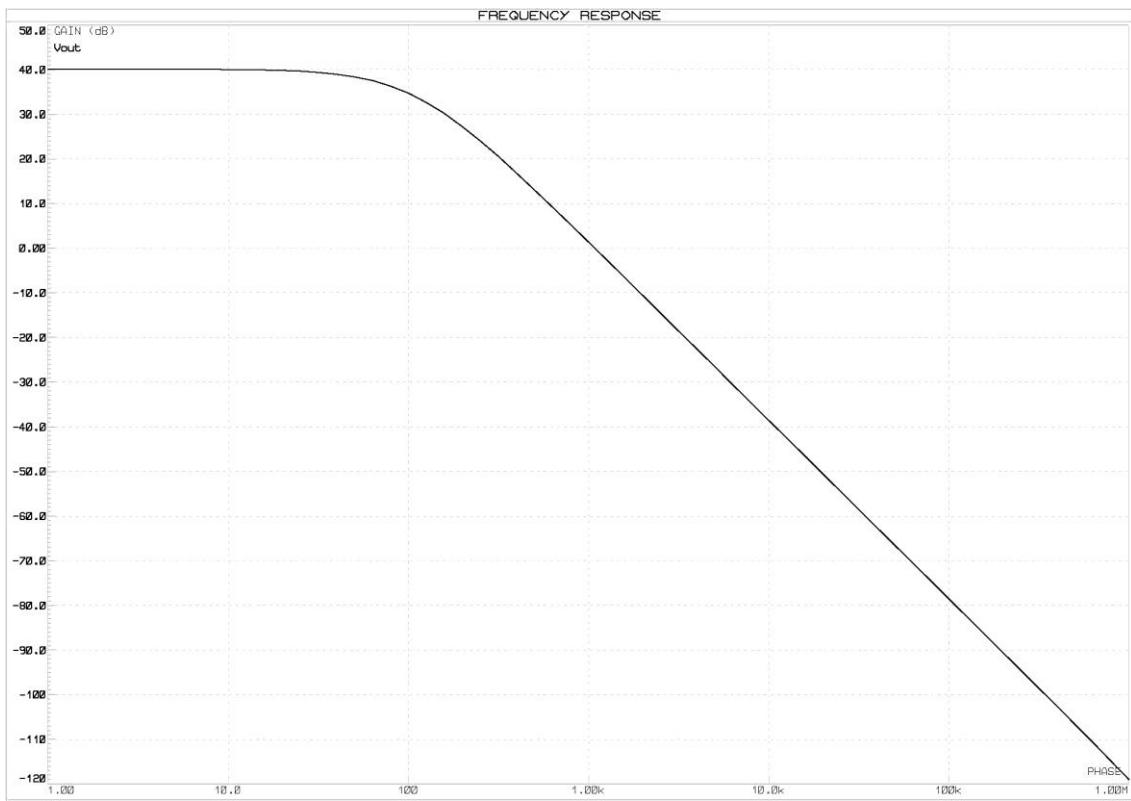


Figura 12: Diagrama de bode de la etapa de filtrado y amplificación (Proteus).

CONCLUSIÓN.

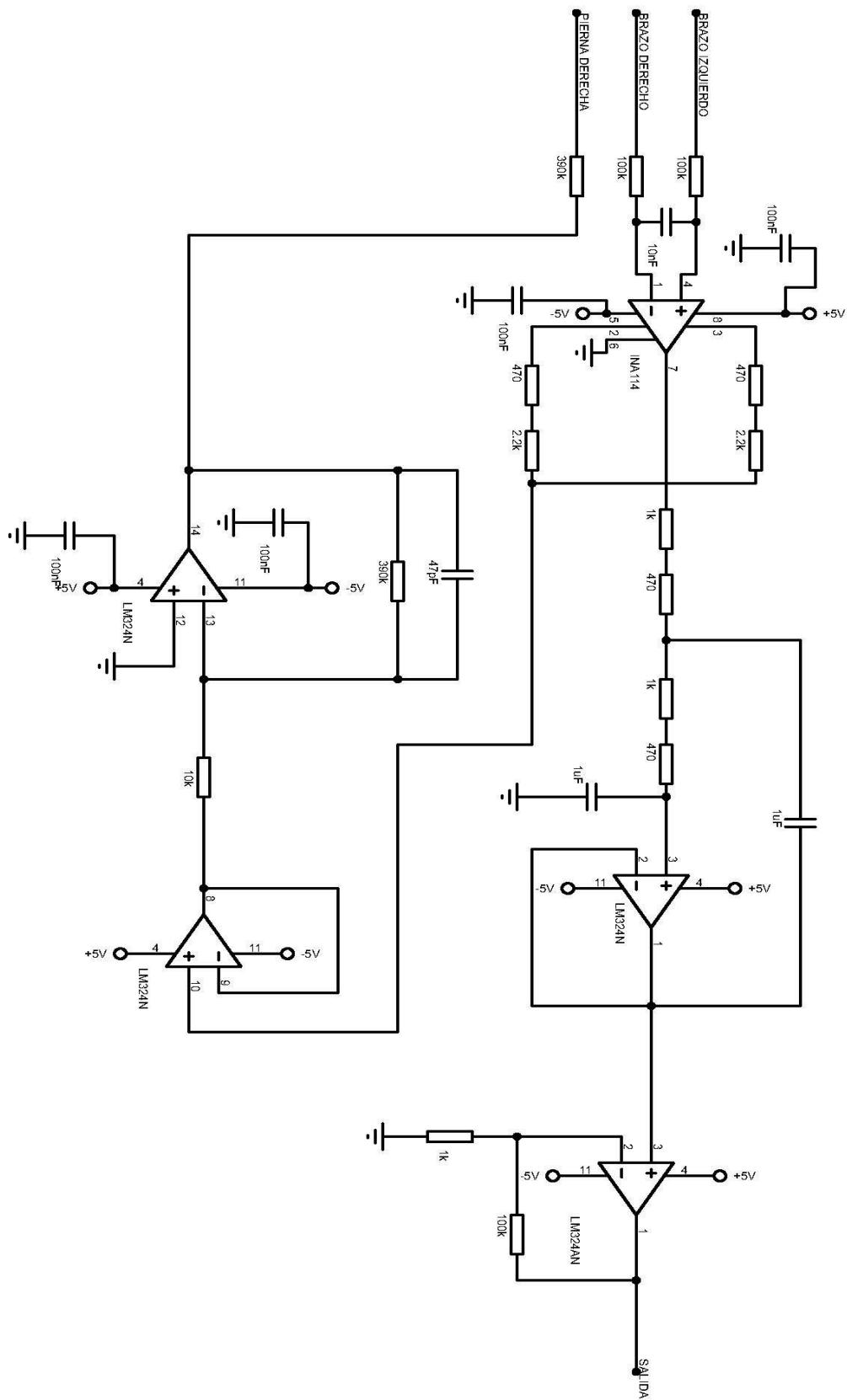
La elaboración de un prototipo de electrocardiógrafo utilizando protoboard y componentes analógicos representa un logro significativo, destacando la aplicación práctica de los conocimientos adquiridos en la materia. La implementación estratégica de filtros pasa bajo y pasa alto evidencia un enfoque integral destinado a optimizar la calidad de la señal, aspecto esencial para la captura precisa de la actividad eléctrica del corazón.

La inclusión de tres electrodos y la visualización de la señal en un osciloscopio dan forma a un diseño funcional y eficaz, caracterizado por su simplicidad y utilidad práctica.

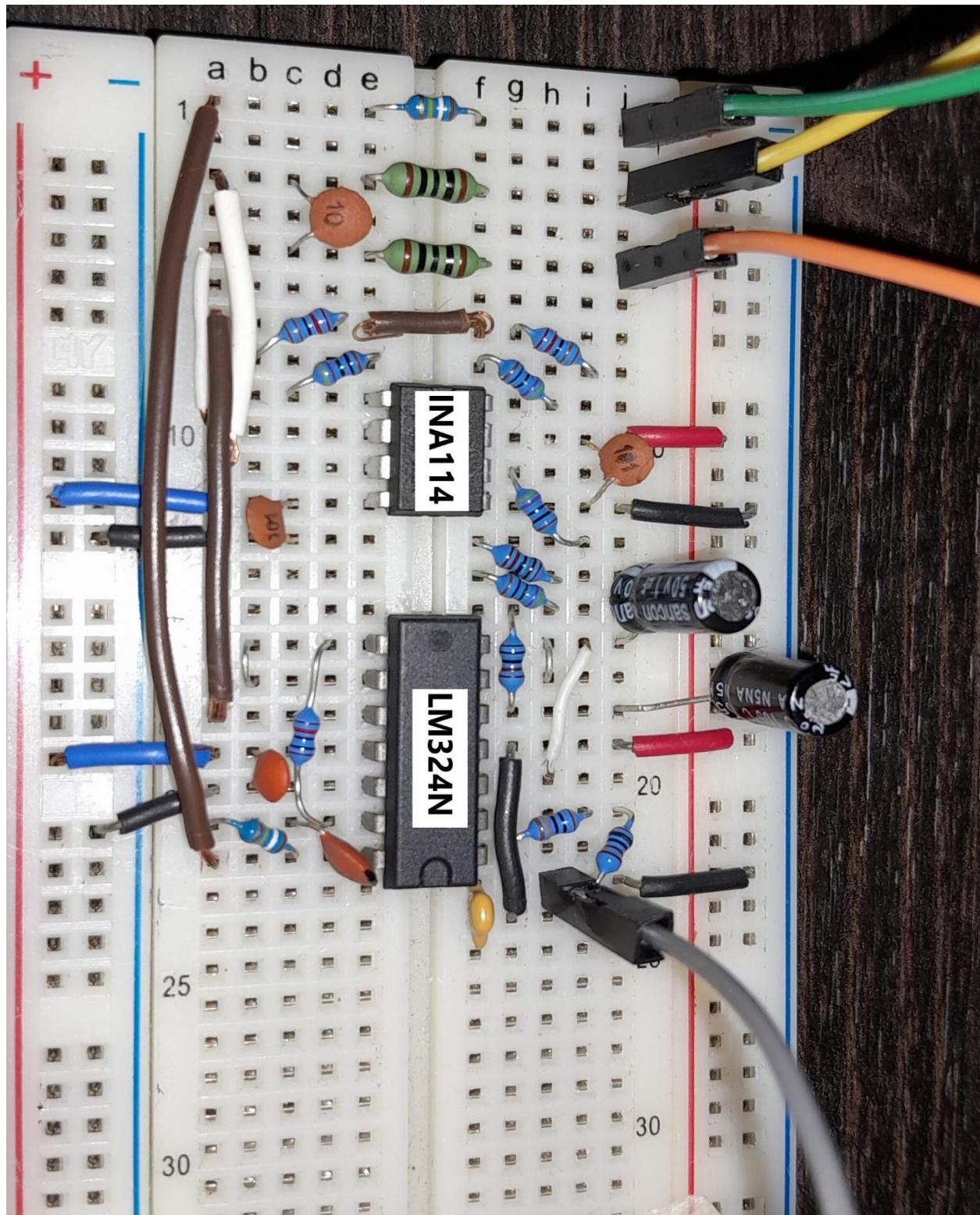
No obstante, la complejidad surgida al intentar implementar de manera efectiva el filtro notch para eliminar el ruido de línea, no permitió que obtengamos una señal completamente limpia como la que nos propusimos en un principio. Se probaron configuraciones analógicas y también aplicaciones digitales usando un microprocesador como Arduino UNO, pero no se lograron los resultados deseados con dicho filtro.

La experiencia acumulada en este proyecto puede ser valiosa para futuros desarrollos y proyectos relacionados con la instrumentación médica y la adquisición de señales. Es importante reconocer los logros alcanzados hasta ahora y, al mismo tiempo, considerar este proyecto como un paso hacia el perfeccionamiento y la expansión de habilidades en el ámbito de la ingeniería biomédica.

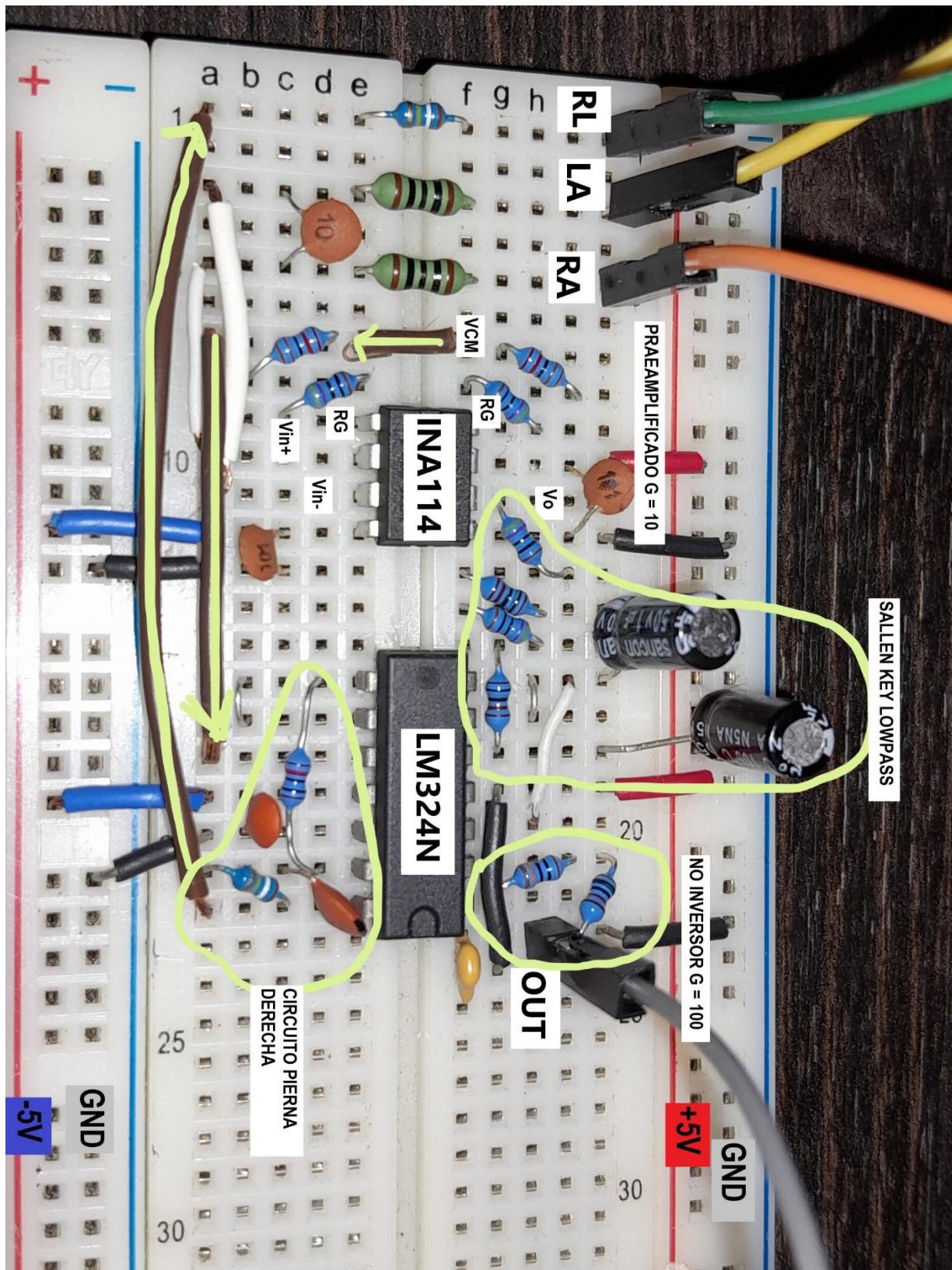
ANEXO 1 – Esquemático completo



ANEXO 2 – Circuito montado



ANEXO 3 – Circuito montado con indicaciones



ANEXO 4 – Lista de materiales utilizados

Componente	Cantidad
INA114	1
LM324N	1
Resistencia 470Ω 5%	4
Resistencia $1 k\Omega$ 5%	3
Resistencia $100 k\Omega$ 5%	3
Resistencia $2k2 \Omega$ 5%	2
Resistencia $390 k\Omega$ 5%	2
Resistencia $10 k\Omega$ 5%	1
Capacitor electrolítico $1 \mu F$	2
Capacitor cerámico $47 pF$	1
Capacitor cerámico $10 nF$	1
Capacitor cerámico $100 nF$	4
Electrodos Ag-AgCl	3
Protoboard	1

Además, se utilizaron instrumentos de laboratorio, como osciloscopio, tester, pinzas cocodrilo, generador de señales, fuente partida, jumpers, etc.

ANEXO 5 – Circuito en funcionamiento

[Se adjuntan dos videos del circuito en funcionamiento](#)