



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE AGUASCALIENTES

Universidad Autónoma de Aguascalientes

Departamento de Ingeniería Biomédica

Ingeniería Robótica

Biomecánica y bioinstrumentación

8vo Semestre Grupo: A

Práctica 5. Electromiografía

Integrantes:

- [Redacted]
- [Redacted]
 - Evelyn Lázaró Guerra
- [Redacted]
- [Redacted]
- [Redacted]

Profesor:

Alfredo Ramírez García

Fecha de entrega: 04 de junio del 2025

ELECTROMIOGRAFÍA

Objetivo

Diseñar e implementar un circuito para registrar la actividad eléctrica del tejido muscular.

Introducción

La electromiografía (EMG) es una técnica utilizada para registrar la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos durante su contracción. Esta actividad eléctrica proporciona información valiosa sobre el funcionamiento neuromuscular y tiene aplicaciones en áreas como la rehabilitación, el diagnóstico médico, la robótica y la interacción humano-máquina.

El presente reporte muestra el proceso de diseño e implementación de un circuito capaz de captar, procesar y digitalizar una señal electromiográfica, permitiendo su posterior análisis. Para lograrlo, se desarrolló un sistema electrónico en varias etapas, cada una cumpliendo una función específica dentro del procesamiento de la señal EMG.

El proceso inicia con la captación de la señal muscular mediante electrodos, seguida por un amplificador de instrumentación que incrementa la débil señal biológica manteniendo una alta relación señal/ruido. Posteriormente, la señal pasa por un bloque de filtrado, donde se eliminan componentes no deseados mediante filtros pasa bajas, pasa altas y de ranura (notch). A continuación, se utiliza un amplificador con ganancia fija que estabiliza el nivel de la señal antes de pasar por un amplificador con ganancia variable, el cual permite ajustar la señal de forma dinámica. Luego, la señal se rectifica completamente, convirtiendo las oscilaciones negativas en positivas, y se integra para obtener una representación continua de la actividad muscular. Finalmente, la señal procesada se digitaliza, permitiendo su visualización y análisis mediante sistemas computacionales.

Materiales

Cantidad	Componentes
1	Amplificador operacional instrumental (INA 114)
1	Osciloscopio

1	Fuente de voltaje dual
1	Generador de señales
3	Protoboard
Varios	Resistencias y capacitores
3	Electrodos
1	Sujetador para electrodos
1	Alcohol etílico
2	Op-amp (TL084)
1	Diodo 1N914

Tabla 1. Lista de materiales.

Metodología

Para cumplir con el objetivo de registrar la actividad eléctrica del tejido muscular, se diseñó e implementó un circuito modular, en el cual cada etapa cumple una función específica dentro del proceso de adquisición y procesamiento de la señal electromiográfica (EMG).

El desarrollo del circuito se realizó de manera progresiva, construyendo y evaluando cada etapa por separado antes de integrarlas en un sistema completo. Las etapas fueron conectadas siguiendo el orden mostrado en el diagrama de bloques (figura 1), comenzando desde la captación de la señal hasta su digitalización.

A continuación, se describen las etapas que conforman el sistema:

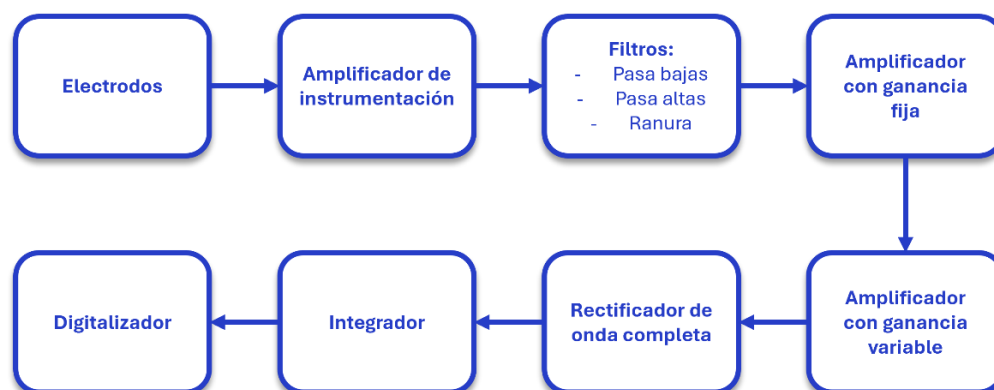


Figura 1. Diagrama de bloques del electromiografo.

1. Electrodo

Los electrodos son el punto de contacto entre el sistema electrónico y el cuerpo humano. En esta práctica, se utilizaron **electrodos de superficie**, colocados sobre la piel en la zona del músculo que se desea analizar. Su función principal es **detectar las diferencias de potencial generadas por la actividad eléctrica de las fibras musculares durante una contracción**.

- Se colocaron tres electrodos sobre el bíceps: dos activos (positivo y negativo) sobre el músculo y uno de referencia (común o tierra) en una zona neutra.
- Es importante que la piel esté limpia y sin grasa para asegurar un buen contacto y minimizar el ruido, por lo que antes se limpió la superficie con alcohol.
- La señal detectada es de muy baja amplitud (microvoltios a milivoltios) y puede estar contaminada con ruido, por lo que es necesario amplificarla y filtrarla adecuadamente.

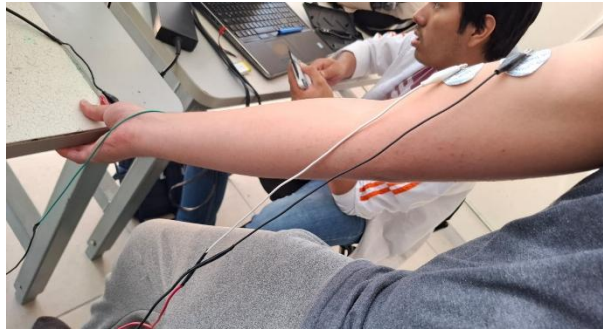


Figura 2. Electrodos colocados sobre el bíceps.

2. Amplificador de instrumentación

Después de que los electrodos captan la señal muscular, esta pasa por el amplificador de instrumentación INA114, cuya función principal es **amplificar señales diferenciales muy pequeñas** mientras **rechaza el ruido común presente en ambas entradas**, como el ruido inducido por la red eléctrica.

- Este tipo de amplificador ofrece **alta impedancia de entrada**, lo cual es ideal para señales biológicas, ya que evita la carga de la fuente (el cuerpo humano).
- Se caracteriza por tener una **alta relación de rechazo de modo común (CMRR)**, lo que le permite eliminar interferencias externas.

Para la ganancia de este amplificador se requiere que $10 < G < 50$, por lo que se eligió $G=20$ y para lograr esto se calculó la resistencia con la ecuación 1, dando como resultado que $R_G=2.6k\Omega$.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Ecuación 1. Formula de ganancia para el INA114.

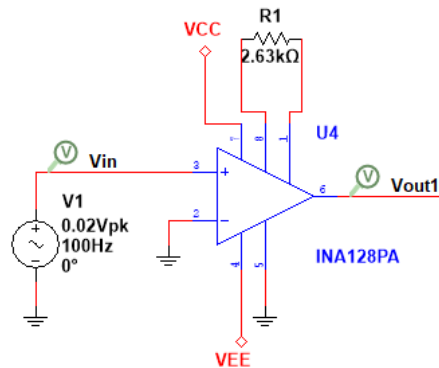


Figura 3. Diagrama de conexiones para el INA114.

3. Filtros analógicos

Las señales musculares pueden estar contaminadas con varias fuentes de ruido, por lo que se requiere un sistema de filtrado que **permita aislar la banda de interés**, que en EMG suele encontrarse aproximadamente entre **20 Hz y 500 Hz**. Para esto se implementan tres tipos de filtros:

- **Filtro pasa altas:** Elimina componentes de muy baja frecuencia (**Fc=20 Hz**), como movimientos del cuerpo o la respiración.
- **Filtro pasa bajas:** Suprime componentes de alta frecuencia (**Fc= 500 Hz**), como ruido electrónico o interferencias de alta frecuencia.
- **Filtro de ranura (notch):** También llamado filtro de rechazo de banda se utiliza para eliminar la interferencia de la red eléctrica (**f0=60 Hz**), que es común en entornos de laboratorio o clínicos.

Estos filtros se implementaron con opamps, y son esenciales para mejorar la relación señal/ruido antes de continuar con la amplificación y el procesamiento de la señal EMG. El calculo de los valores de resistencia y capacitancia se explicó en la práctica pasada.

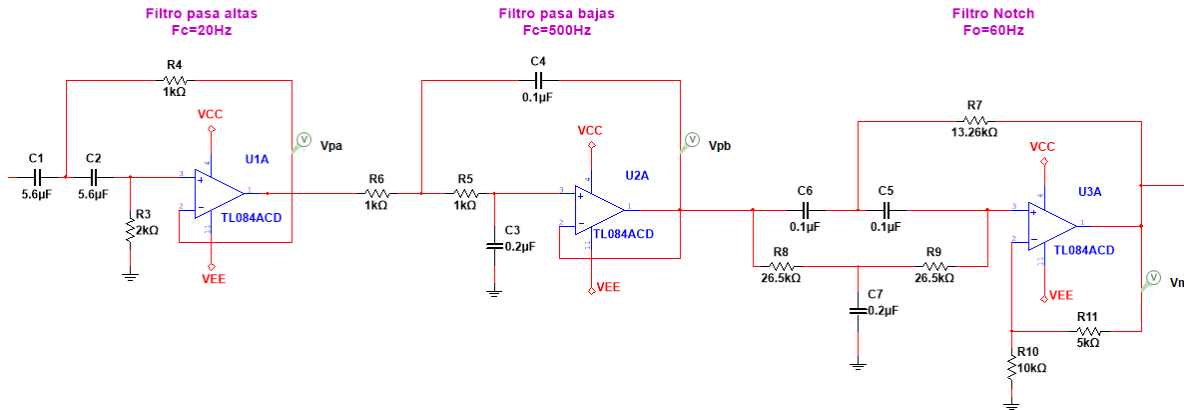


Figura 4. Diagrama de conexiones de los filtros analógicos.

4. Amplificador con ganancia fija

Una vez que la señal ha sido limpiada por los filtros, se envió a un amplificador con ganancia fija. Esta etapa tiene el propósito de aumentar la amplitud de la señal EMG a un nivel adecuado y constante, que permita un mejor tratamiento en las etapas siguientes.

- A diferencia del amplificador de instrumentación, este amplificador ya no necesita alto rechazo de modo común, pues la señal ya es diferencial y está filtrada.
- Se implementó con un **amplificador operacional en configuración inversora**.
- Se seleccionó una **ganancia de 5** para esta etapa.
- Esta etapa asegura que todas las señales musculares, independientemente de su origen o intensidad, tengan un nivel de señal manejable antes de aplicar ajustes más finos.

El calculo de las resistencias se realizó con la ecuación 2.

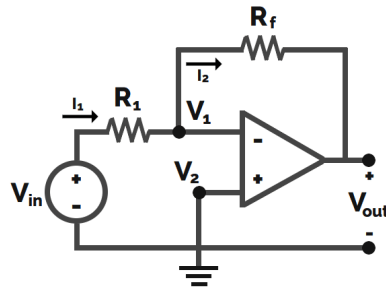


Figura 5. Circuito del amplificador inversor.

$$G = -\frac{R_f}{R_1}$$

Ecuación 2. Formula de ganancia para el amplificador inversor.

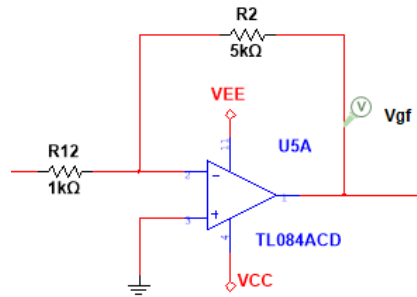


Figura 6. Diagrama de conexiones del amplificador con ganancia fija.

5. Amplificador con ganancia variable

Después de la ganancia fija, la señal pasa por un amplificador con ganancia variable. Esta etapa permite ajustar manual o dinámicamente el nivel de amplificación de la señal para adaptarse a distintas condiciones de contracción muscular o tipos de músculo.

- Se utilizó un potenciómetro la ganancia.
- Al igual que en la etapa anterior, se implementó con un **amplificador operacional en configuración inversora**.
- Esta etapa es útil porque la amplitud de la señal EMG puede variar significativamente entre personas o dependiendo de la fuerza de contracción.

El valor de la resistencia R1 (figura 5) fué de 1kΩ nuevamente y Rf se cambió por un potenciómetro de 10kΩ, inicialmente se planeó que la ganancia fuera de 5, pero se terminó ajustando a **G=10** para una mejor visualización y procesamiento.

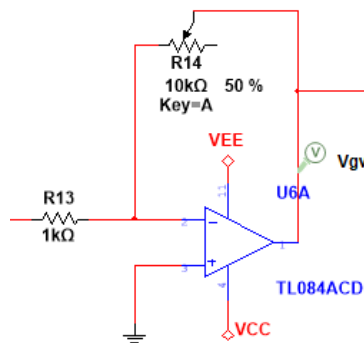


Figura 7. Diagrama de conexiones del amplificador con ganancia variable.

6. Rectificador de onda completa

Hasta este punto se tiene una señal alternante, es decir, oscila en torno a cero voltios y contiene tanto componentes positivos como negativos. Para facilitar el análisis y permitir la generación de una señal proporcional a la intensidad muscular, se aplicó un rectificador de onda completa.

- La configuración usada para el rectificador convierte **todas las porciones positivas de la señal en negativas**, de forma que la señal resultante siempre es menor o igual a cero.
- Esto se realizó para representar la actividad muscular como una envolvente (curva que sigue la forma de la señal, pero sin los cambios de polaridad).
- Se implementó el **diodo 1N914** y **2 opamps en configuraciones inversora y no inversora**.

Después del rectificador, la señal se encuentra en forma negativa y lista para ser suavizada (en la siguiente etapa: el integrador, que también la volverá positiva), lo que facilita su interpretación visual o su análisis por un microcontrolador.

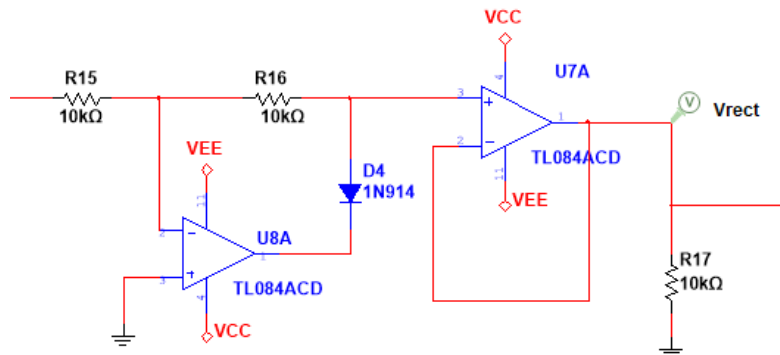


Figura 8. Diagrama de conexiones del rectificador de onda completa negativo.

7. Integrador

Esta etapa convierte la señal rectificada en una **señal continua suavizada** que sigue la forma de la envolvente de la actividad muscular, lo que permite visualizar la intensidad de la contracción muscular de forma más clara y medirla fácilmente con un microcontrolador.

En el circuito se usa un opamp en configuración clásica de **integrador inversor** con retroalimentación RC:

- **R18 y R20** forman una red de entrada ajustable para modular la ganancia.

- **C8 (2 μ F)** y **R19 (500 k Ω)** definen la constante de tiempo del integrador. Esto controla qué tan rápido o lento responde a los cambios en la señal.
- La señal de salida es una versión suavizada (y positiva) de la señal rectificada.

Se propuso la constante de tiempo $T=1s$, lo que significa que el integrador suaviza la señal con una respuesta relativamente lenta, y los valores de resistencia y capacitancia se calcularon con la ecuación 3.

$$T = \frac{1}{RC}$$

Ecuación 3. Formula del integrador.

Primero se seleccionó **C=2 μ F** y en base a eso se despejó la resistencia, dando como resultado **R=R19=R18=500k Ω . R20=R/2=250k Ω .**

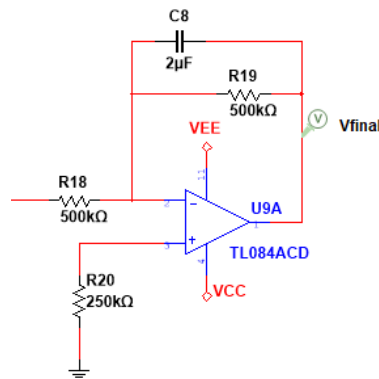


Figura 9. Diagrama de conexiones del integrador.

8. Digitalización

Finalmente, se convirtió **la señal final**, que representa la envolvente de la señal EMG, en una señal digital que puede ser procesada por una computadora. Esto se logró mediante el **convertidor analógico-digital (ADC)** del microcontrolador **ESP32**, este tiene una resolución de 12 bits por defecto, lo que permite representar la señal en un rango de 0 a 4095 (para 0–3.3 V o 0–1.1 V según configuración de atenuación). El código implementado es el siguiente:

```
const int pinAnalogico = 36; // Pin analógico A0

void setup() {
  Serial.begin(115200);          // Iniciar comunicación serial
  analogReadResolution(12);      // Resolución de 12 bits: 0-4095
  delay(1000);                  // Esperar un poco para estabilizar
```

```
}
```

```
void loop() {
    int valor = analogRead(pinAnalogico); // Leer valor analógico
    Serial.println((valor+70)+10);        // Acondicionamiento
    // interno para mejor visualización
    delay(50);                            // Tiempo de muestreo
}
```

Los datos registrados se pasaron a un archivo CSV de Excel para graficarlos como una señal de tiempo, permitiendo observar la intensidad y duración de la actividad muscular capturada.

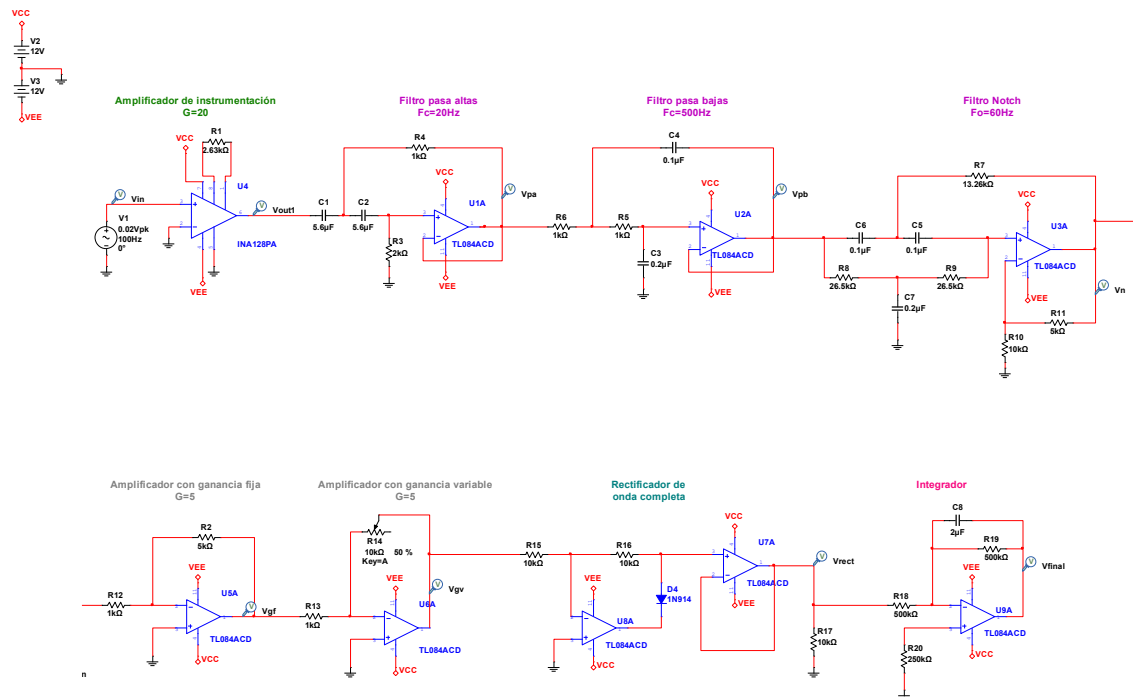


Figura 10. Diagrama de conexiones completo

Resultados

Las pruebas de cada etapa del circuito se hicieron primero con un generador de señales para probarlo varias veces y no gastar tantos electrodos, pero la señal mínima que el generador puede entregar es de 20mVpp y como se necesitaba probar con 2mVpp se realizó un divisor

de voltaje, mostrado en la figura 11. Cuando se terminó el electromiografo y se comprobó su correcto funcionamiento se quitó esta parte.

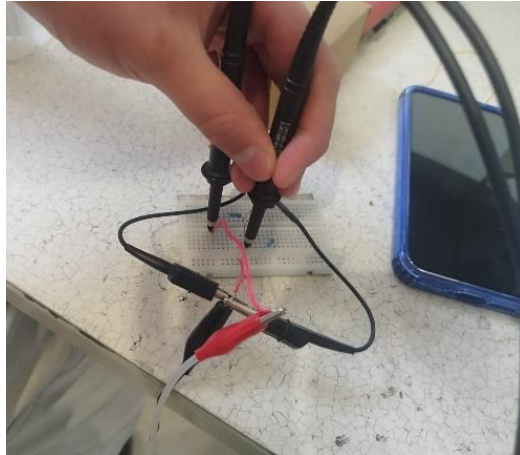


Figura 11. Divisor de voltaje armado en protoboard.

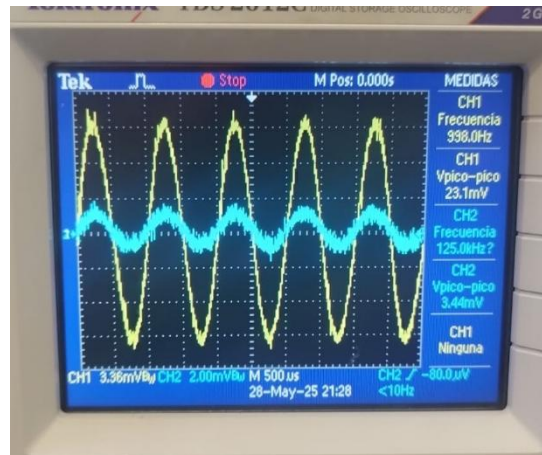


Figura 12. Entrada y salida del divisor de voltaje.

Amplificador de instrumentación

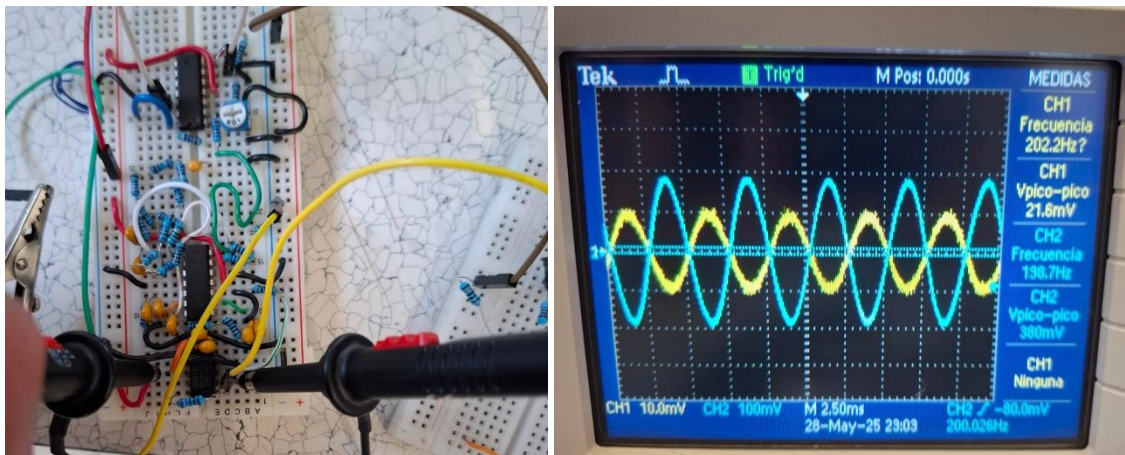


Figura 13. Salida del amplificador de instrumentación.

En la figura 13 se observa que la señal de entrada (amarilla) tiene $V_{pp}=21\text{mV}$ y la señal de salida tiene $V_{pp}=380\text{mV}$, lo cual es un resultado muy parecido al esperado de 400mV_{pp} , ya que la ganancia diseñada para este amplificador es de 20, lo que comprueba que esta parte inicial del electromiografo funciona correctamente.

Filtros analógicos y amplificador fijo

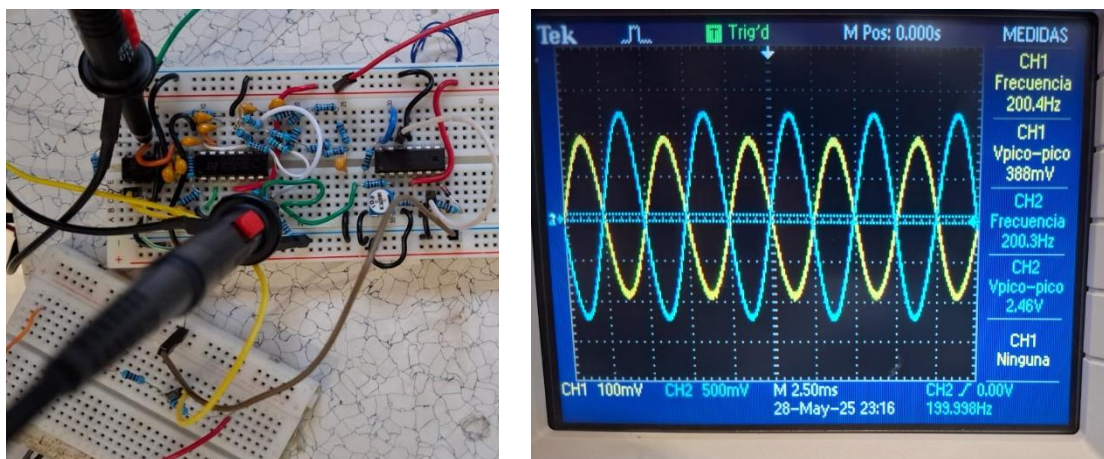


Figura 14. Entrada de los filtros y salida del amplificador fijo.

En la figura 14 se observa que la señal de entrada a los filtros (amarilla), que sale del amplificador de instrumentación tiene un $V_{pp}=388\text{mV}$ y después de pasar por los filtros y amplificada con una ganancia fija de 5 pasa a tener un $V_{pp}=2.46\text{V}$, lo cuál coincide con los valores esperados.

Amplificador variable

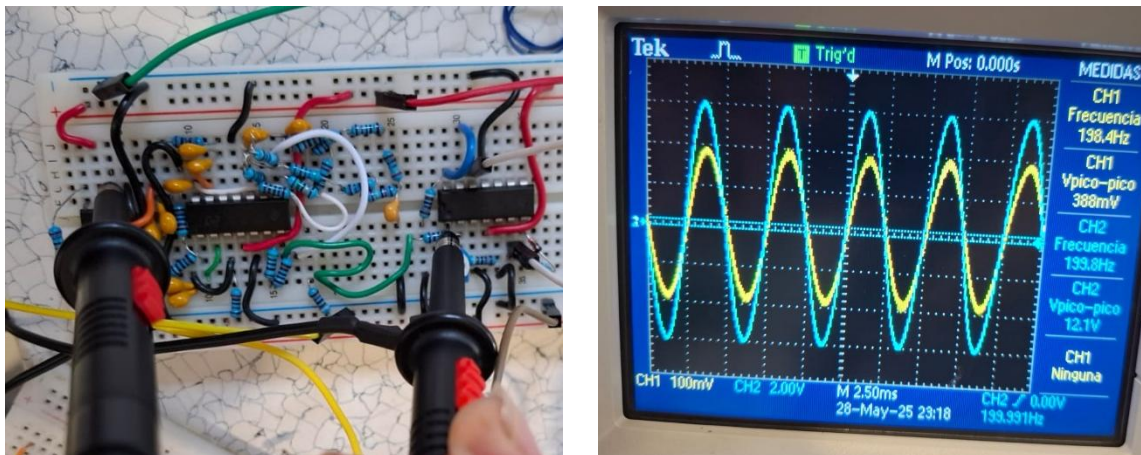


Figura 15. Entrada y salida del amplificador variable.

En la figura 15 se puede observar que la señal de entrada (amarilla), que es la que sale del amplificador de instrumentación y entra a los filtros tiene un $V_{pp}=388\text{mV}$ y después de pasar por los 3 filtros, el amplificador fijo y el variable tiene un $V_{pp}=12.1\text{V}$, esto también cumple con los valores esperados porque después del amplificador fijo se propuso inicialmente otra ganancia de 5 ($2.46 \times 5 = 12.3$), esto después se cambió a 10 para una mejor visualización.

Rectificador de onda completa negativo

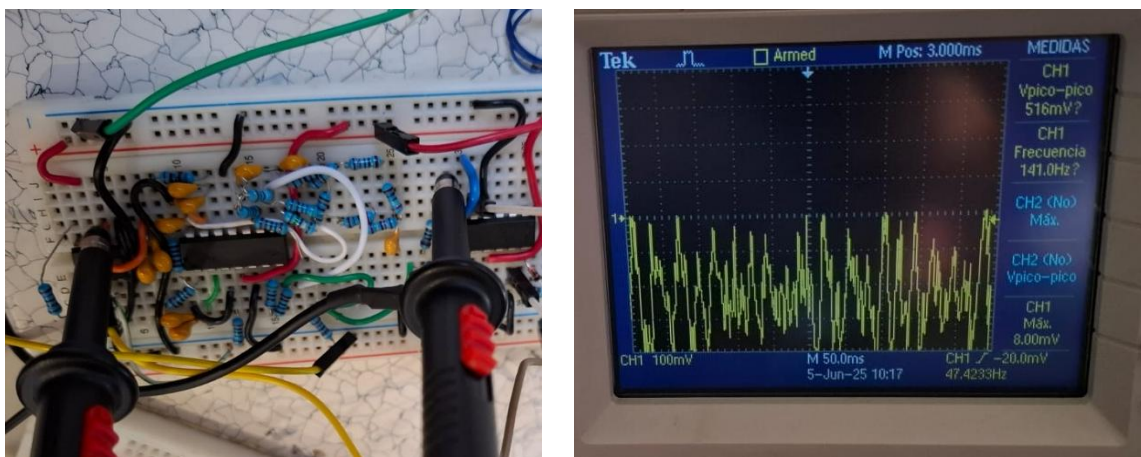


Figura 16. Salida del rectificador usando electrodos.

En la figura 16 se puede ver que esta etapa del circuito también tiene el comportamiento esperado ya que solo se observan los valores negativos de la señal capturada con los electrodos.

Integrador

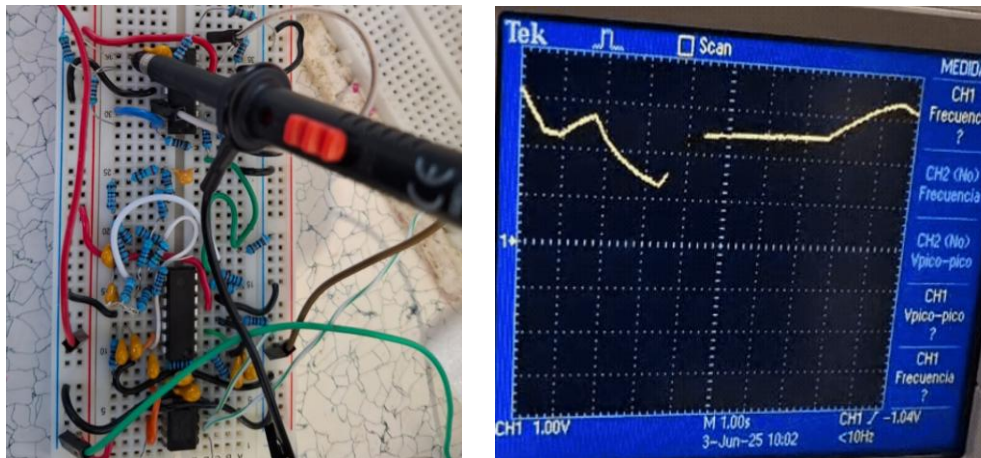


Figura 17. Salida del integrador.

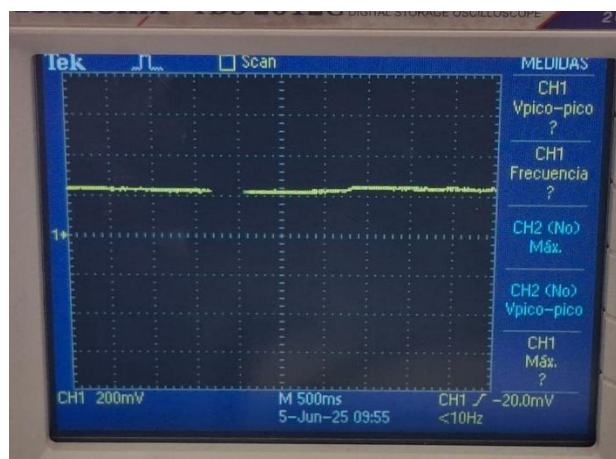


Figura 18. Salida del integrador usando electrodos.

En la figura 17 se cambió manualmente la frecuencia del generador de señales y se observa como varía la señal de salida ante estos cambios, lo cual indica que funciona correctamente. En la figura 18 se ve un pequeño cambio en la señal como respuesta a la contracción del bíceps.

Digitalización

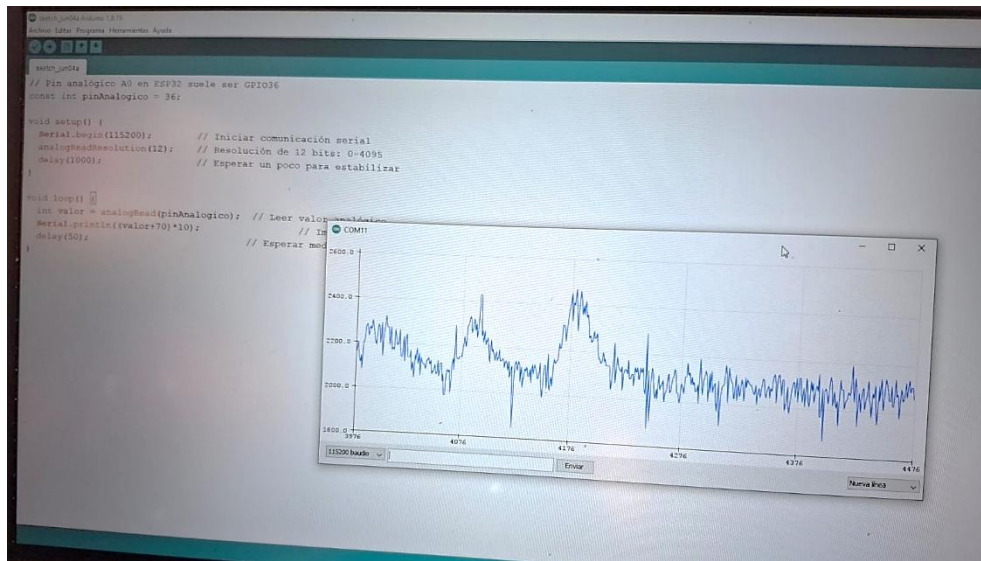
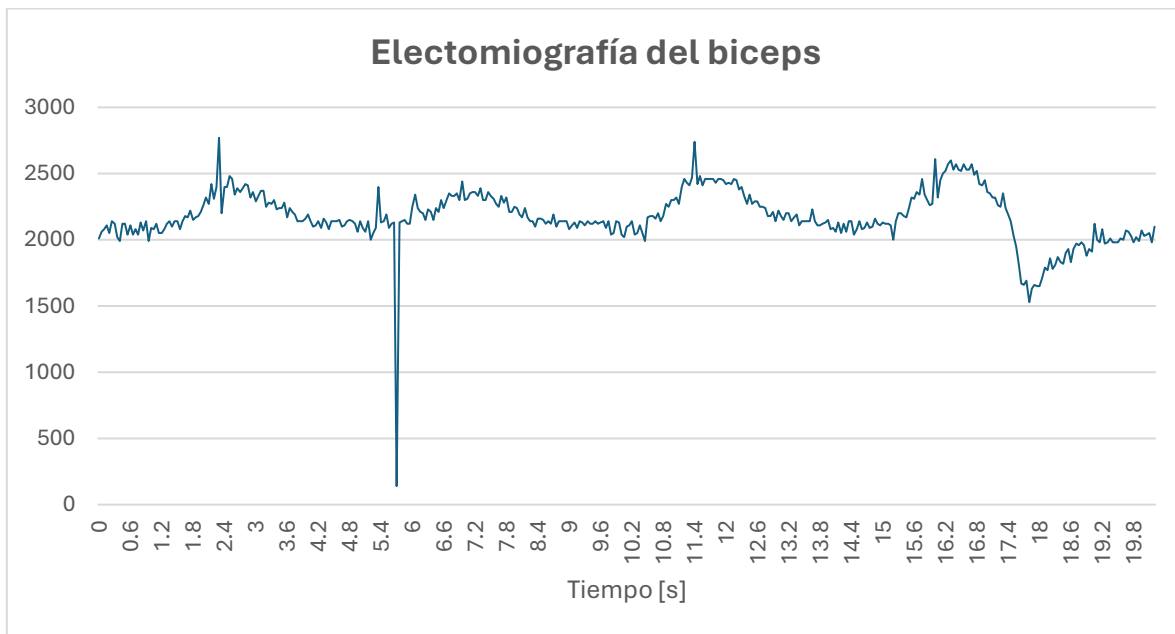


Figura 19. Captura de los datos en tiempo real con el ESP32 y Arduino.



Gráfica 1. Resultados de la electromiografía.

Los valores registrados en Arduino se pasaron a un archivo de Excel, del cual se obtiene la gráfica 1, en la que se observan incrementos notorios en la amplitud de la señal en al menos **cuatro regiones distintas**, indicando episodios de **contracción voluntaria del músculo bíceps**. Esto demuestra que el sistema es capaz de detectar variaciones asociadas al esfuerzo muscular. En los intervalos donde la señal permanece relativamente estable (alrededor de 2000 unidades), se puede interpretar que el músculo está en reposo. Se notan

algunos picos bruscos (ej. en ~ 5.6 s y ~ 11.2 s), así como una caída muy pronunciada en ~ 5.6 s. Estos son probablemente **artefactos eléctricos o movimientos bruscos** (por ejemplo, el contacto con el electrodo, interferencia o movimiento del cable). La señal tiene una forma suavizada que corresponde a una **envolvente de la señal EMG**, gracias al **rectificador e integrador** del circuito. Esto facilita la visualización de la intensidad del esfuerzo muscular a lo largo del tiempo.







Conclusiones

Durante la práctica se logró diseñar, implementar y probar un sistema completo para la adquisición de señales de electromiografía (EMG), con el objetivo de registrar la actividad eléctrica del músculo bíceps. A través del uso de electrodos de superficie, se captaron las señales bioeléctricas generadas durante la contracción muscular, las cuales fueron amplificadas, filtradas, rectificadas, integradas y finalmente digitalizadas para su análisis.

El circuito permitió observar con claridad el comportamiento del músculo al contraerse y relajarse, evidenciando un incremento notable en la amplitud de la señal durante la activación del bíceps. La rectificación y posterior integración facilitaron la obtención de una envolvente suave, representativa de la intensidad de la contracción muscular. La digitalización con el ESP32 y el análisis en Excel permitieron visualizar y cuantificar la señal, confirmando el correcto funcionamiento del sistema.

En resumen, se cumplió satisfactoriamente el objetivo de la práctica, demostrando que es posible registrar señales EMG de forma efectiva utilizando componentes electrónicos analógicos y un microcontrolador, lo que sienta las bases para aplicaciones futuras en control muscular, rehabilitación y biomecánica. La gráfica muestra aumentos graduales y decrecimientos progresivos, coherentes con la fisiología del músculo durante la contracción y relajación, lo cual indica que el sistema refleja correctamente la dinámica del bíceps.

Tabla de participación

Integrantes.	Colaboración.
	Elaboración del rectificador de onda completa.
	Desarrollo del reporte.
	Cálculos para el diseño de los circuitos y desarrollo del reporte.
	Digitalización y trabajo de datos en Excel.
	Elaboración de los filtros analógicos.
	Elaboración de los amplificadores e integrador.

Bibliografía

Electromiografía y estudios de conducción nerviosa. (s/f). Medlineplus.gov. Recuperado el 7 de junio de 2025, de <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/>

Electronica, W. (2018, marzo 15). Rectificador de precisión de onda completa. *Blogspot.com*. <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2018/03/rectificador-de-precision-de-onda-completa.html>

Juan, C. G. (2020, diciembre 3). **【 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN 】** *Etapas y Análisis*. Amplificadores.info; Amplificadores. <https://amplificadores.info/amp-op/instrumentacion>

(N.d.). Gob.Pe. Retrieved May 14, 2025, from https://alicia.concytec.gob.pe/vufind/index.php/Record/UCSP_2f509de84443b64a4329f6ed2e8c95c9

Electronica, W. (2019, January 29). Filtros Rechaza banda. *Blogspot.com*. <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtros-rechaza-banda.html>

Electronica, W. (2018b, September 25). Filtro Pasa bajos Activo de 2do Orden MFB. *Blogspot.com*. <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-bajos-activo-de-2do-orden-mfb.html>

Electronica, W. (2018a, September 23). Filtro Pasa altos Activo de 2do Orden Sallen Key. *Blogspot.com*. <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-altos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>



General purpose JFET quad operational amplifier

Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch up free operation
- High slew rate: $16V/\mu s$ (typ)

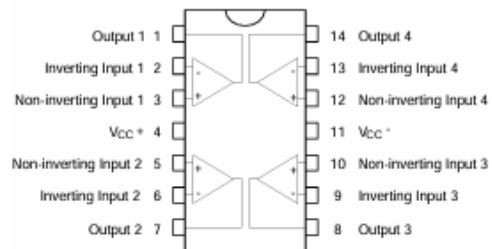
Description

The TL084, TL084A and TL084B are high-speed JFET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.



Pin connections (Top view)





INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50 μ V max
- LOW DRIFT: 0.25 μ V/ $^{\circ}$ C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 2nA max
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 115dB min
- INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: \pm 40V
- WIDE SUPPLY RANGE: \pm 2.25 to \pm 18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 3mA max
- 8-PIN PLASTIC AND SOL-16

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

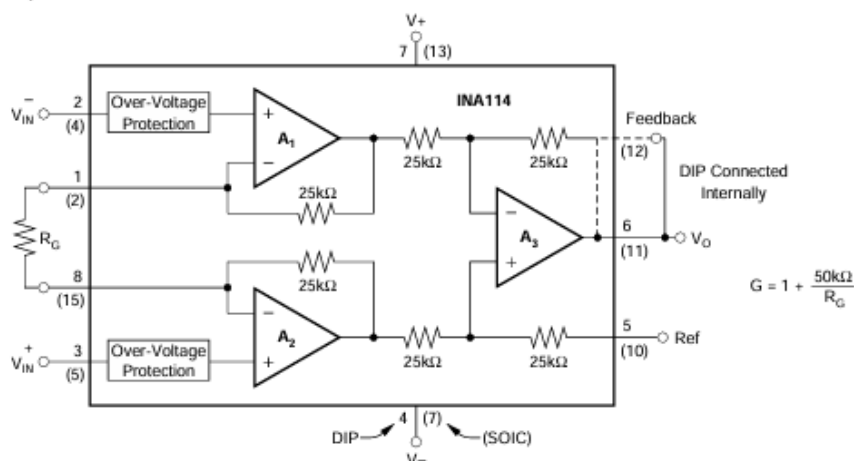
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.25 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (115dB at $G = 1000$). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132