



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología

## **Bioinstrumentación II**

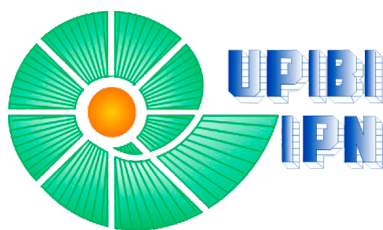
Laboratorio de Bioinstrumentación II

### **Practica 1**

ECG de 6 derivaciones

**Presenta:**

Valencia Rivera José Luis



## I. OBJETIVOS

### General

Diseñar y armar un circuito, a partir del cual se pueda obtener un electrocardiograma de seis derivaciones para poder visualizarlas en tiempo real con una interfaz. De modo que sea posible comparar visualmente, lado a lado, con una derivación de ECG de referencia para una validación inmediata.

### Objetivos Específicos

1. Construir el circuito electrónico necesario para capturar una señal de ECG clara y estable desde un voluntario.
2. Desarrollar una interfaz gráfica que reciba los datos del circuito y los grafique en tiempo real para mostrar la señal de ECG que estamos obteniendo.
3. Integrar en la misma interfaz una gráfica de una señal de ECG "ideal" o "normal" que sirva como referencia.
4. Realizar una inspección visual directa en el programa para verificar si las ondas (P, QRS, T) de nuestra señal se asemejan a las de la señal de referencia, confirmando así el correcto funcionamiento del sistema.

## II. FUNDAMENTO TEÓRICO

El electrocardiograma es un estudio de gabinete que registra el voltaje generado por los vectores de despolarización y repolarización de las células cardíacas en relación con el tiempo. Dicha actividad eléctrica adquiere una morfología muy particular que depende en gran medida de la localización de la derivación que se estudie y si ésta es bipolar o monopolar.

Ubicando electrodos en diversas posiciones del cuerpo humano y conectando dichos electrodos a un aparato electrocardiográfico, es posible realizar mediciones de las variaciones del potencial eléctrico cardíaco, cuya visualización es conocida como electrocardiograma. Una disposición

específica de los electrodos en el cuerpo humano recibe el nombre de derivación. Las derivaciones más importantes reciben el nombre de derivaciones bipolares, derivaciones aumentadas y derivaciones precordiales unipolares.

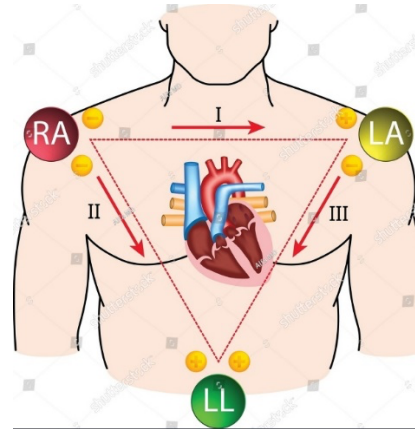


Figura 1. Triangulo de Einthoven. Necesario para la colocación de electrodos según la derivación deseada.

### Características de la Señal Electrocardiográfica:

La señal de ECG es un biopotencial, es decir, una señal eléctrica generada por procesos biológicos. Sus características definen los retos de su medición:

- **Amplitud:** Es una señal de muy bajo voltaje, típicamente en el rango de 0.5 a 5 milivoltios (mV) [1].
- **Ancho de Banda:** El espectro de frecuencia clínicamente relevante es bajo, situándose comúnmente entre 0.05 Hz y 150 Hz [2].
- **Naturaleza Diferencial:** La señal de ECG se mide como la diferencia de potencial entre dos puntos en el cuerpo.
- **Ruido:** Debido a su baja amplitud, la señal es altamente susceptible a la contaminación por ruido de fuentes eléctricas (interferencia de la línea de 50/60 Hz), musculares (EMG) y por el movimiento del paciente (deriva de la línea base) [3].

## Principios de Acondicionamiento de Señal

Dada la naturaleza de la señal de ECG, esta no puede ser digitalizada directamente. Requiere de un proceso de **acondicionamiento de señal** [4], cuyo objetivo es aislar y preparar la señal fisiológica. Los principios teóricos de este acondicionamiento son:

1. **Amplificación Diferencial:** El principal desafío es amplificar la débil señal diferencial del ECG mientras se rechaza el "ruido de modo común" (interferencia eléctrica que aparece por igual en todos los electrodos). Esto se logra teóricamente mediante un **Amplificador de Instrumentación (INA)**, un tipo de amplificador diferencial que se define por su alta impedancia de entrada (para no afectar la medición) y, crucialmente, una alta **Razón de Rechazo al Modo Común (CMRR)** [4]. Un CMRR alto permite al circuito ignorar el ruido de la línea eléctrica.
2. **Filtrado Analógico:** Se aplica una serie de filtros para atenuar las frecuencias que no forman parte de la señal de ECG. El diseño teórico de filtros incluye:
  - **Filtro Paso-Altas (HPF):** Con una frecuencia de corte muy baja (ej. 0.05 Hz o 0.5 Hz), se utiliza para eliminar la deriva de la línea base (*baseline wander*) [2].
  - **Filtro Paso-Bajas (LPF):** Con una frecuencia de corte (ej. 100 Hz o 150 Hz), atenúa el ruido de alta frecuencia, como el electromiograma (EMG) [2].
  - **Filtro Notch (Rechaza Banda):** Es un filtro muy selectivo diseñado para atenuar bruscamente la frecuencia específica de la línea eléctrica (60 Hz) y sus armónicos [3].
3. **Reducción Activa de Ruido (RLD):** Un concepto teórico adicional para mejorar el CMRR es el circuito de "Right-Leg

Drive" (RLD). Este principio utiliza un amplificador operacional para tomar el ruido de modo común, invertirlo y realimentarlo al cuerpo a través de un electrodo de referencia (la pierna derecha). Esta realimentación negativa cancela activamente la interferencia en la fuente [4].

## Principios de Digitalización de Señal

Para que una señal analógica continua (como el ECG acondicionado) pueda ser procesada por un sistema digital, debe ser convertida en una secuencia de números discretos. Este proceso se denomina digitalización y se compone de dos conceptos teóricos fundamentales [5]:

1. **Muestreo (Teorema de Nyquist):** El Teorema de Muestreo de Nyquist-Shannon establece que, para reconstruir fielmente una señal analógica, la frecuencia de muestreo ( $f_s$ ) debe ser, como mínimo, el doble de la frecuencia máxima ( $f_m$ ) presente en la señal ( $f_m$ ). Para una señal de ECG con componentes de hasta 150 Hz, la teoría dicta una mínima de 300 Hz. En la práctica clínica, se utilizan frecuencias superiores (ej. 500 Hz o 1000 Hz) para asegurar una representación morfológica precisa, especialmente del complejo QRS [2].
2. **Cuantificación (Resolución):** Una vez muestreada, a cada muestra de voltaje se le asigna un valor digital. La precisión de esta asignación depende de la **resolución** del **Convertidor Analógico-Digital (ADC)**, medida en bits. Un ADC de bits puede representar niveles de voltaje. Por ejemplo, un ADC de 12 bits (común en microcontroladores) divide el rango de voltaje de entrada en 4096 niveles discretos, definiendo así el detalle más pequeño de la señal que puede ser detectado [1].

## Morfología del ECG Estándar

El fundamento de la interpretación del ECG se basa en el reconocimiento de una morfología de onda estandarizada que se repite con cada ciclo cardíaco. La señal de una derivación estándar se compone de los siguientes elementos [6]:

- **Onda P:** La primera deflexión positiva; representa la despolarización de las aurículas.
- **Complejo QRS:** Compuesto por tres ondas (Q, R, S), es la deflexión más grande y representa la despolarización rápida de los ventrículos.
- **Onda T:** Sigue al complejo QRS; representa la repolarización de los ventrículos.
- **Intervalos (PR, ST, QT):** Son las duraciones entre estas ondas y proporcionan información crítica sobre la conducción eléctrica a través del corazón.

El análisis visual de la presencia, forma, duración y amplitud de estas ondas e intervalos es la base del diagnóstico electrocardiográfico.

### III. MEMORIA DE CALCULO

Para la obtención de las seis derivaciones, se requirió la elaboración de dos electrocardiogramas, por consiguiente, los cálculos pertinentes a cada uno son los siguientes:

Electrocardiograma 1

#### *Etapa 1: Amplificación, AD620*

Para el amplificador de instrumentación AD620, únicamente con la datasheet obtenemos la ecuación para el valor de  $R_G$ :

$$A_v = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

Despejando  $R_G$ :

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{A_v - 1}$$

Sustituyendo los valores:

$$R_G = \frac{48.4 \text{ k}\Omega}{1000 - 1} = 49.44 \Omega$$

Este nos daba una ganancia de 1000 en el modo diferencial y una ganancia en modo común de 0.02 obteniendo CMRR:

$$CMRR = 20 \log \left( \frac{1000}{0.02} \right) = 93.97$$

#### *Etapa 2: Aislamiento eléctrico, ISO 124P*

En el Anexo, se ilustra la separación eléctrica entre los dos circuitos utilizando el ISO 124P, debido a que este componente permite una adecuada aislación galvánica entre el sistema de adquisición de señales y el circuito de procesamiento, lo cual es esencial para proteger al paciente y garantizar la integridad de la señal en un electrocardiograma (ECG). El diagrama completo se adjunta en la sección ya mencionada para una mejor visualización.

#### *Etapa 3: Filtrado*

Filtro pasa banda

Filtro pasa-altas

Frecuencia de corte [ $f_c$ ] = 0.01 Hz

Se define la frecuencia de trabajo del filtro  $f_a$  de la siguiente manera:

$$f_a = \frac{f_c}{f_{oj}}$$

Donde:

$f_c$  = frecuencia de corte de diseño

$f_{oj}$  = factor de ajuste

$Q$  = factor de calidad

Debido a que es un filtro de segundo orden,  $n = 2$ , por ende,  $f_{oj} = 1$  y  $Q_1 = 0.707$ .

Considerando  $n = 1$  cuando los capacitores son iguales:

$$C_1 = C_2 = 7.2 \mu F$$

A partir de Q (tablas), se determina m con la siguiente ecuación:

$$m = 4Q^2$$

Donde:

$$m = 4 * (0.7071)^2$$

$$m = 1.9999 = 2$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn}f_a C}$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{(2)(1)(0.2)(7.2 \mu F)}}$$

$$R_1 = 78.15 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = m * R_1$$

$$R_2 = 2 * 78.15 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = 156.30 \text{ k}\Omega$$

Filtro pasa bajas

Frecuencia de corte  $[F_c] = 250 \text{ Hz}$

Se define la frecuencia de trabajo del filtro  $f_a$  de la siguiente manera:

$$f_a = f_c * f_{oj}$$

Donde:

$f_c$  = frecuencia de corte de diseño

$f_{oj}$  = factor de ajuste

$Q$  = factor de calidad

Debido a que es un filtro de segundo orden,  $n = 2$ , por ende,  $f_{oj} = 1$  y  $Q_1 = 0.707$ .

Calculando el factor  $n_x$  de la siguiente forma:

$$n_x = 4 * Q^2$$

$$n_x = 4 * 0.7071^2 = 1.9999 = 2$$

Con los valores de  $n_x$  y  $C_x$  aproximarlos a valores comerciales cumpliendo la siguiente condición:

$$n \geq n_x$$

$$C_1 = 101.2 \text{ nF}$$

$$C_2 = C_1 * n_x = 101.2 \text{ nF} * 2 = 202.4 \text{ nF}$$

Con el nuevo valor de n, se calcula el factor k y el valor de m de la siguiente manera:

$$k = \frac{n}{Q^2} - 2$$

$$k = \frac{2}{(0.7071)^2} - 2 = 2$$

$$m = \frac{k\sqrt{k^2 - 4}}{2}$$

$$m = \frac{k\sqrt{2^2 - 4}}{2} = 1$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn}f_a C}$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{(1)(2)(250 \text{ Hz})(101.2 \text{ nF})}} = 4448 \Omega$$

$$R_2 = m * R$$

$$R_2 = 1 * 4448.2031 \Omega$$

$$R_2 = 4448.2031 \Omega$$

Filtro rechaza banda

$$f_c = 60 \text{ Hz}$$

$$Q_0 = 6$$

$$AB = \frac{F_s}{Q} = \frac{1}{6} = 0.166 \mu F = 166 \text{ nF}$$

$$R_1 = \frac{1}{2Q_0 W_0 C} = \frac{1}{2(6)(2\pi * 60)(166 \text{ nF})}$$

$$R_1 = 1.331 \text{ k}\Omega$$

$$R_1 = \frac{2Q_0}{W_0} = \frac{2(6)}{(2\pi * 60)(166 \text{ nF})} = 191.752 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} = \frac{(1.331 \text{ k}\Omega)(191.752 \text{ k}\Omega)}{(1.331 \text{ k}\Omega + 191.752 \text{ k}\Omega)}$$

$$R_3 = 1.32 \text{ k}\Omega$$

$$2C = 2(166 \text{ nF}) = 332 \text{ nF}$$

## Electrocardiograma 2

### Filtro pasa altas

Considerando un esquema de segundo orden y una frecuencia de corte de 0.5 Hz, se proponen los siguientes valores:

$$\begin{aligned} a_1 &= 1.4142 & b_1 &= 1 \\ C_1 = C_2 &= 100nF & Q &= 0.71 \end{aligned}$$

Las resistencias calculadas son:

$$\begin{aligned} R &= \frac{1}{\pi * f_n * C * a_1} \\ R_1 &= \frac{1}{\pi(0.5Hz)(100nF)(1.4142)} \rightarrow R_1 = 450.1625 K\Omega \\ R_2 &= \frac{1.4142}{4\pi(0.5Hz)(100nF)(1)} \rightarrow R_2 = 225 K\Omega \end{aligned}$$

### Filtro pasa bajas

Para este caso se consideraron los siguientes valores:

$$\begin{aligned} C_1 &= 1.4142 & C_2 &= 0.707 & f_c &= 250 Hz \\ FSF &= 2\pi(250Hz) \rightarrow FSF = 1570.8 \\ C &= \frac{C_n}{Z * FSF} \rightarrow Z = \frac{C_n}{C * FSF} \end{aligned}$$

Ahora al proponer un  $C_1 = 100nF$ :

$$Z = \frac{14142}{(100nF)(1570.8)} \rightarrow Z = 9003$$

Con este valor de Z, calculamos la resistencia:

$$R = R_n * Z \rightarrow R = (1)(9003\Omega) \rightarrow R = 9K\Omega$$

### Filtro Rechaza Bandas

Para este filtro se tienen los siguientes valores deseados:

$$AB = 10Hz ; F_s = 60Hz ; Q = \frac{f_s}{AB} \rightarrow \frac{60Hz}{10Hz} \rightarrow 6$$

A partir de lo anterior obtenemos:

$$K = \frac{4Q - 1}{4Q} \rightarrow K = \frac{4(6) - 1}{4(6)} \rightarrow K = 0.9383$$

Y se proponen:

$$C = 10nF ; R = 10K\Omega$$

Ahora calculamos:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi f_s C} \rightarrow \frac{1}{2\pi(60Hz)(10nF)} \rightarrow R_1 = 265.2582K\Omega$$

Y también tenemos que:

$$KR = (0.9583)(10K\Omega) \rightarrow KR = 9.5833K\Omega$$

$$(1 - K) = (1 - 0.9583)(10K\Omega) \rightarrow (1 - K)R = 417\Omega$$

### Amplificador de instrumentación

Para este amplificador de instrumentación se consideró una ganancia de 1000 y un CMRR menor o igual a 120 dB. Siendo este el caso se obtienen los siguientes cálculos:

$$CMRR = 20\text{Log}\left(\frac{A_o}{A_{CH}}\right) \rightarrow 120 \text{ dB} = 20\text{Log}\left(\frac{1000}{A_{CH}}\right) \rightarrow 6 = \text{Log}\left(\frac{1000}{A_{CH}}\right)$$

$$1,000,000 = \frac{1000}{A_{CH}} \rightarrow A_{CH} = \frac{1000}{1,000,000} \rightarrow A_{CH} = 1 \times 10^{-3}$$

Dicho lo anterior, se proponen:

$$R_1 = R_3 = 10K\Omega ; R = R_5 = R_6 = 10K\Omega ; R_2 = 100K\Omega$$

Es así como:

$$R_4 = R_1 * A_{CH} + R_2 \rightarrow (10K\Omega)(1 \times 10^{-3}) + 100K\Omega$$

Y para el cálculo de  $R_g$ :

$$R_g = \frac{2 * R * R_2}{R_1 * A_o - R_2} \rightarrow R_g = \frac{2(10K\Omega)(100K\Omega)}{(10K\Omega)(1000) - (100K\Omega)} \rightarrow R_g = 202.02\Omega$$

## IV. RESULTADOS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos tanto de la etapa de adquisición analógica en el osciloscopio como de la visualización en la interfaz gráfica desarrollada.

Inicialmente, se verificó el funcionamiento del circuito de adquisición (diseño y armado) conectando la salida a un osciloscopio.

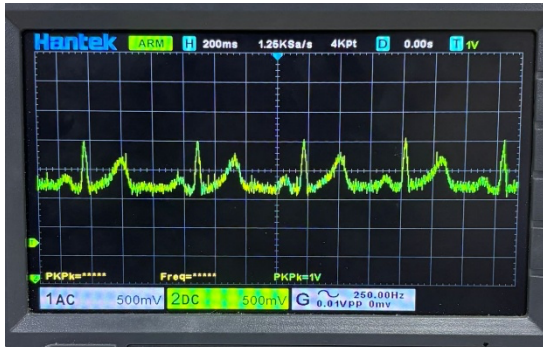


Figura 2. Derivación uno vista en osciloscopio.

La Figura 3 muestra la señal obtenida para la Derivación I. En la pantalla se observa una señal que sigue la morfología característica de un ECG, donde se distinguen claramente los complejos QRS de forma periódica.



Figura 3. Derivación dos, vista en osciloscopio.

La Figura 4 presenta la señal correspondiente a la Derivación II. De manera similar a la Derivación I, la morfología es correcta, pero se puede apreciar una notable deriva de la línea base y ruido superpuesto.

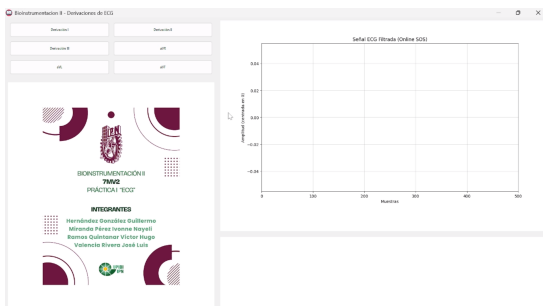


Figura 4. Interfaz gráfica desarrollada en Python con botones selectores de derivación.

Posteriormente, las señales adquiridas fueron procesadas y visualizadas en la interfaz gráfica desarrollada en Python (Figura 5), la cual permite la comparación en tiempo real con una señal de referencia, cumpliendo con los objetivos específicos 2 y 3.

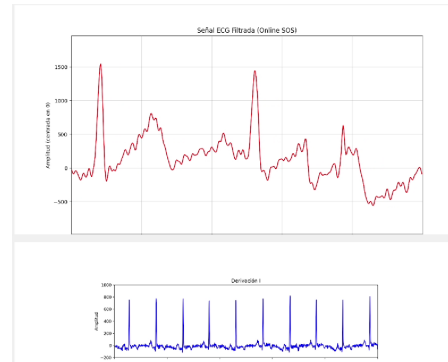


Figura 5. Primera Derivación. Señal roja adquirida, señal azul referencia.

Figura 6. Derivación I (Adquirida): Esta figura muestra la primera señal adquirida (en rojo). Se observa una clara correspondencia rítmica con la señal de referencia (en azul).

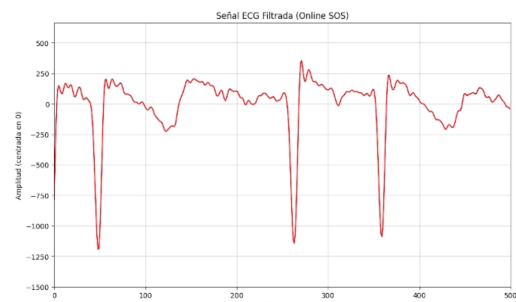


Figura 6. Segunda Derivación. Señal roja adquirida, señal V2 referencia.

Figura 7. Derivación II (Adquirida): Esta es la segunda señal adquirida (en rojo). Al igual que en la Derivación I, la morfología principal, especialmente el complejo QRS, es claramente visible y coincide en tiempo con la señal de referencia. La amplitud del QRS es notablemente mayor, lo cual es característico de la Derivación II.



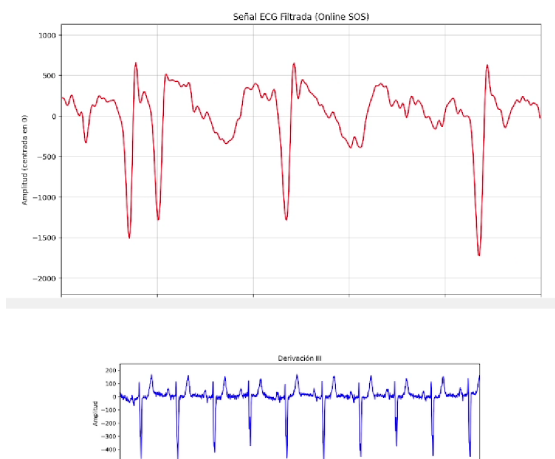


Figura 7. Tercera Derivación. Señal roja calculada, señal azul referencia.

Figura 8. Derivación III (Calculada): Esta es la primera derivación obtenida mediante cálculo ( $D_{III} = D_{II} - D_I$ ). La señal calculada (en rojo) sigue exitosamente la morfología de la señal de referencia (en azul). La polaridad y forma general coinciden, lo que valida que la operación aritmética para obtener esta derivación se implementó correctamente en el software.

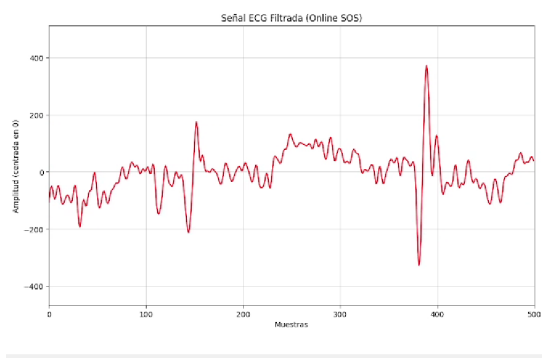


Figura 8. Derivación aVR. Señal roja calculada, señal debajo referencia.

Figura 9. Derivación aVR (Calculada): Esta derivación es crucial para la validación, ya que característicamente presenta un complejo QRS negativo. Como se observa en la figura, la señal calculada (roja) muestra correctamente esta polaridad negativa, alineándose perfectamente con

la morfología de la señal de referencia mostrada debajo.

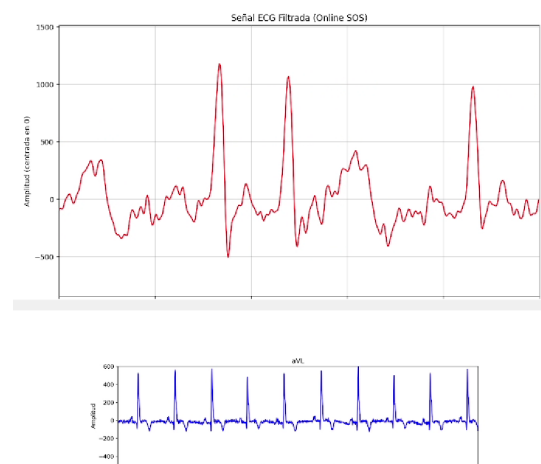


Figura 9. Derivación aVL. Señal roja calculada, señal azul referencia.

Figura 10. Derivación aVL (Calculada): La señal calculada (roja) para aVL también demuestra una alta fidelidad con la señal de referencia (azul). La forma de la onda, incluyendo la polaridad del QRS y la onda T, se reproduce de manera consistente, confirmando la validez del cálculo ( $aVL = D_I - D_{II}/2$ ).

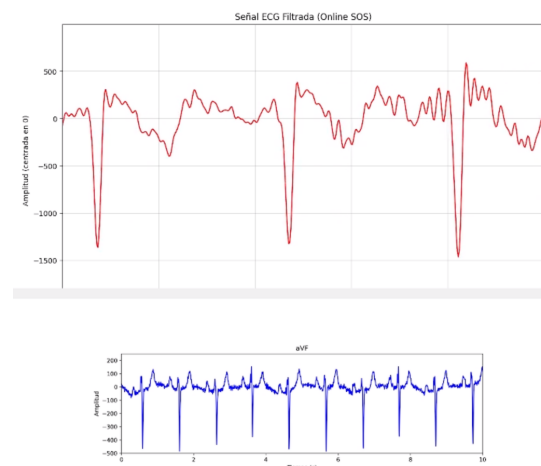


Figura 10. Derivación aVF. Señal roja calculada, señal azul referencia.

Figura 11. Derivación aVF (Calculada): Finalmente, la derivación aVF (calculada como  $aVF = D_{II} - D_I/2$ ) muestra una morfología positiva, similar a la Derivación II. La señal roja (calculada)



coincide en forma, ritmo y polaridad con la señal de referencia (azul).

## **V. ANÁLISIS DE RESULTADOS**

### **Circuito**

Como se puede observar en la figura 4, la señal de ECG se puede ver de forma definida, sin embargo, en la línea basal se presenta ruido, esto se puede deber al funcionamiento del filtro rechaza banda.

Cuando el filtro rechaza banda de 60 Hz no funciona correctamente, la señal de interferencia de la red eléctrica logra pasar al sistema, generando un ruido visible en la línea basal del ECG. [8]

Otra causa común ocurre al conectar el circuito a la computadora. En ese momento se pueden generar bucles de tierra (ground loops), especialmente cuando la PC y el osciloscopio comparten diferentes puntos de referencia eléctrica. Este fenómeno hace que circulen corrientes de baja frecuencia entre los equipos [9]

### **Interfaz con Cálculo de Derivaciones**

Al analizar las seis derivaciones del electrocardiograma obtenidas a partir de las señales I y II, puede observarse que la mayoría de las derivaciones mantienen una morfología coherente. La única derivación que muestra una morfología no tan similar a la teórica, es la aVR.

Esta derivación tiende a tener una amplitud más baja y una relación señal-ruido más desfavorable, por lo que es más sensible a variaciones en la línea base, interferencias y errores de referencia. Cuando las derivaciones se calculan a partir de combinaciones lineales de I y II, como se hizo en este caso, donde aVR se define como  $-(I + II)/2$ , cualquier pequeña diferencia de offset, ruido de modo común o desbalance en las señales originales se amplifica, afectando a la derivación. [10]

Cabe mencionar que, al tratarse de una derivación con amplitud relativamente baja, el ruido de la red eléctrica o el movimiento corporal puede tener un impacto más notable sobre ella que sobre derivaciones con vectores eléctricos más alineados con la actividad cardíaca global, como I o II. [11]

### **Visualización de Derivaciones**

El sistema realiza una secuencia de etapas. La primera consta de la adquisición de las señales provenientes de las derivaciones I y II, las cuales son obtenidas a través de comunicación serial. Estas señales también diversos tipos de ruido y artefactos derivados del entorno y del propio cuerpo humano. Por esta razón, resulta indispensable aplicar un procesamiento digital que preserve las características fisiológicas relevantes del electrocardiograma (ECG) y elimine los componentes no deseados [12].

La primera fase de procesamiento consiste en el filtrado digital, mediante un filtro pasa-banda que atenúa tanto las componentes de muy baja frecuencia como las de muy alta frecuencia. Las frecuencias inferiores a 0.5 Hz corresponden generalmente a movimientos respiratorios o desplazamientos de la línea base, conocidos como deriva de base (baseline wander), mientras que las frecuencias superiores a 40 Hz pueden deberse al ruido muscular y a la interferencia eléctrica del lugar [13]. El rango de 0.5 a 40 Hz se muestra como un intervalo óptimo para la mayoría de las aplicaciones clínicas del ECG, ya que conserva las ondas P, el complejo QRS y la onda T sin distorsión significativa [14].

Una vez aplicada la filtración, las señales se normalizan y almacenan en un que permite una actualización constante y en tiempo real. Esto evita la sobrecarga de datos y mantiene una visualización fluida. El procesamiento de cada nueva muestra se realiza de manera secuencial y continua, conservando los estados previos del filtro digital.

Una vez procesadas las señales, el sistema realiza la visualización dinámica en un gráfico. Para ello, los valores actualizados se representan en un eje temporal con ajuste automático de escala, garantizando que las variaciones de amplitud de la señal se mantengan dentro de un rango legible, independientemente de la intensidad del potencial registrado.

## VI. REFERENCIAS

- [1] J. G. Webster, Ed., *Medical Instrumentation: Application and Design*, 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2009.
- [2] R. M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, 2nd ed. Piscataway, NJ: IEEE Press / Wiley, 2015.
- [3] J. C. Huhta and J. G. Webster, "60-Hz interference in electrocardiography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-20, no. 2, pp. 91-101, Mar. 1973.
- [4] W. J. Tompkins, Ed., *Biomedical Digital Signal Processing*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2000. (Adaptado de la edición de 1993).
- [5] A. V. Oppenheim and R. W. Schaffer, *Discrete-Time Signal Processing*, 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson, 2010.
- [6] D. M. Kligfield et al., "Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 49, no. 10, pp. 1109-1127, Mar. 2007.
- [7] A. L. Goldberger et al., "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215-e220, Jun. 2000. (Nota: Esta referencia [7] podría ser más útil en la metodología si usas datos de PhysioNet para la señal de referencia, pero la [6] es más fuerte para el fundamento teórico de la morfología).
- [8] Vale-Cardoso, A. S., et al. (2010). *The effect of 50/60 Hz notch filter application on human and rat ECG recordings*. *Physiological Measurement*, 31(5), 703–714. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/5/008>
- [9] Picotech. (2003). *Electrocardiogram (ECG) circuit for use with oscilloscopes* (Application note). Pico Technology. <https://www.picotech.com/library/application-note/electrocardiogram-ecg-circuit-for-use-with-oscilloscopes>
- [10] Abbass, A. (2021). *Electrocardiography (ECG)* [Nota de curso]. University of Diyala. Recuperado de <https://medicine.uodiyala.edu.iq/uploads/AMA%20Files/Lectures/2/Physiology/Dr.%20Asmaa%20Abbas/Course%202/ECG2021.pdf>
- [11] DerangedPhysiology. (2024, junio 3). *The QRS axis*. Recuperado de <https://derangedphysiology.com/main/required-reading/cardiovascular-intensive-care/Chapter-512/qrs-axis>
- [12] Qaisar, S. M., et al. (2020). Baseline wander and power-line interference elimination of ECG signals: A signal-piloted linear phase filtering tactic. *Healthcare Technology Letters*, 7(4), 114–118. <https://doi.org/10.1049/htl.2019.0116>
- [13] Shin, S.-W., Kim, K.-S., Song, C.-G., Lee, J.-H., & Jeung, G.-W. (2013). Removal of baseline wandering in ECG signal by improved detrending method. *Biomedical Engineering*, 58, 1090–1095.
- [14] Medteq.net. (2017). *ECG Filters – Notch, high-pass and low-pass for ECG monitoring*. Recuperado de <https://www.medteq.net/article/2017/4/1/ecg-filters>

## ANEXOS

En la página 4, etapa 3 se hace mención del uso del ISO 124P, en la siguiente imagen podemos observar las conexiones del circuito ECG realizado.

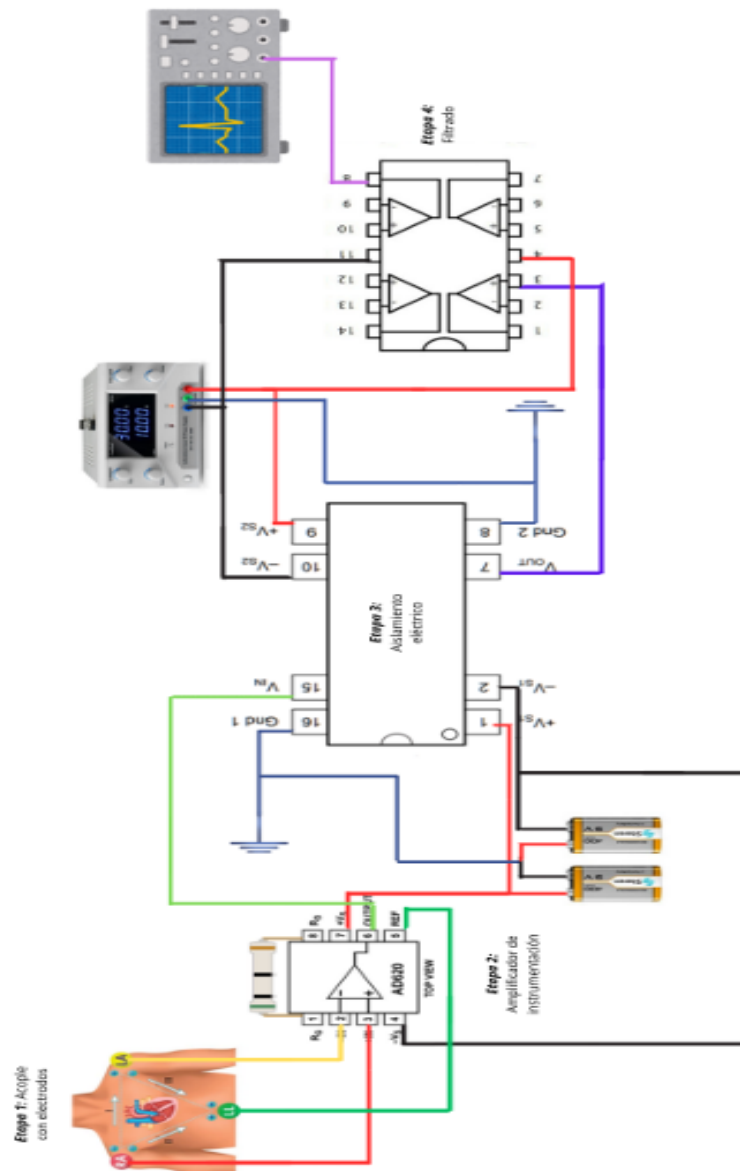


Figura 12. Conexión general del ECG realizado mediante un diseño con nuestra autoría