



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología

Bioinstrumentación I

Laboratorio de Bioinstrumentación I

Proyecto

Electrocardiógrafo de una derivación con diseño en PCB

Presenta:

Valencia Rivera Jose Luis



I. OBJETIVOS

General:

Implementar un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas (ECG) enfocado en la detección y visualización de la Derivación I, integrando una etapa de paciente (amplificación y aislamiento) en circuito impreso (PCB) y una etapa de procesamiento de señal (filtrado) en protoboard para su análisis en osciloscopio.

Específicos:

- Construir la etapa de paciente en circuito impreso (PCB), incorporando el amplificador de instrumentación y el circuito de aislamiento para garantizar la seguridad y la integridad de la señal primaria.
- Acondicionar la señal biomédica mediante la implementación de filtros activos en protoboard (considerando la circuitería previa) para atenuar ruido y frecuencias no deseadas.
- Integrar las etapas de pre-amplificación y filtrado para obtener una señal limpia y estable correspondiente a la Derivación I.
- Visualizar y validar la señal de salida utilizando un osciloscopio, verificando que la morfología del complejo QRS y las ondas P y T sean legibles y correspondan a una señal fisiológica real.

II. FUNDAMENTO TEÓRICO

1. La Señal Bioeléctrica del Corazón (ECG)

El Electrocardiograma (ECG) registra la actividad eléctrica del corazón generada en el nódulo sinoauricular y propagada por el miocardio. Dado que esta señal en superficie es de muy baja amplitud ($0.5 \text{ mV} - 5 \text{ mV}$) y baja frecuencia ($0.05 \text{ Hz} - 100 \text{ Hz}$), requiere etapas de acondicionamiento precisas.

- **Derivación I de Einthoven:** A diferencia de otras configuraciones, la práctica actual se centra en la **Derivación I**. Esta configuración bipolar mide la diferencia de potencial entre el **brazo izquierdo (LA)** (electrodo positivo) y el **brazo derecho (RA)** (electrodo negativo).
- **Vector Cardíaco:** Esta derivación observa la actividad eléctrica del corazón

desde una perspectiva lateral superior, siendo fundamental para el cálculo del eje eléctrico del corazón junto con las otras derivaciones estándar. [1]

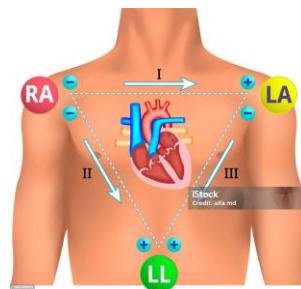


Figura 1. ECG de derivaciones estándar de las extremidades.

2. Aislamiento y Seguridad Eléctrica (ISO124P)

El aislamiento galvánico sigue siendo el pilar de seguridad más crítico en la etapa de paciente ("Patient Stage"). Su función es proteger al usuario de corrientes de fuga provenientes de la red eléctrica.

- **Prevención de Microshock:** Se debe evitar que corrientes del orden de microamperios (μA) atraviesen el tórax del paciente, ya que podrían inducir fibrilación ventricular.
- **Implementación con ISO124P:** Para esta práctica se utiliza el amplificador de aislamiento ISO124P. Este dispositivo transmite la señal a través de una barrera capacitiva interna, creando una separación óhmica total entre el "Lado Paciente" (flotante) y el "Lado Sistema" (tierra de los filtros y osciloscopio). Esto asegura el cumplimiento de normativas de seguridad biomédica. [2]



Figura 2. ISO124P.

3. Integridad de Señal en Circuito Impreso (PCB)

La transición del diseño en protoboard a Circuito Impreso (PCB) en la etapa de pre-amplificación y aislamiento responde a la necesidad de mejorar la **Relación Señal-Ruido (SNR)** sin depender de blindajes externos voluminosos.

- Reducción de Parásitos:** Los protoboards introducen capacitancias parásitas (aprox. 2-5 pF entre líneas) y resistencias de contacto variables que pueden formar filtros no deseados o acoplar ruido de alta frecuencia. El PCB elimina estos problemas mediante pistas de cobre fijas y soldadas.
- Minimización del Efecto Antena:** Al diseñar el PCB, las pistas que transportan la señal débil del paciente se mantienen lo más cortas posible. Esto reduce la inductancia de la pista y su capacidad para captar interferencia electromagnética (EMI) del ambiente (como la línea de 60 Hz), actuando como una "mejora de blindaje intrínseca" en comparación con los cables largos ("latiguillos") usados en protoboard. [3]

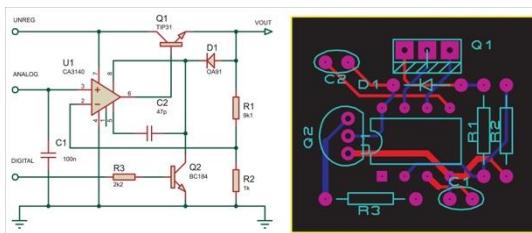


Figura 3. Ejemplo de diseño en PCB.

III. MEMORIA DE CALCULO

1. Filtro pasa banda $f_c = 500\text{mHz}$ a 150Hz

Requerimientos:

$$f_c = 500 \text{ mHz a } 150\text{Hz}$$

Escogiendo la siguiente tipología:

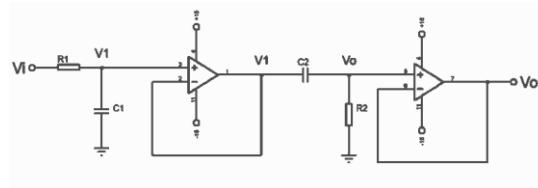


Figura 4 "Filtro Pasa-Banda resultante de la cascada de Pasa-Bajas y Pasa-Altas"

Procedemos a obtener la función de transferencia, obteniendo ecuaciones de los nodos:

$$\frac{V_i - V_1}{R_1} - sC_1V_1 = 0 \quad (1)$$

$$(V_1 - V_0)sC_2 - \frac{V_0}{R_2} = 0 \quad (2)$$

Despejando $\frac{V_1}{V_i}$ de (1):

$$V_i \left(\frac{1}{R_1} \right) - V_1 \left(\frac{1}{R_1} + sC_1 \right) = 0$$

$$V_i \left(\frac{1}{R_1} \right) = V_1 \left(\frac{1}{R_1} + sC_1 \right)$$

$$\frac{V_1}{V_i} = \frac{\frac{1}{R_1}}{\frac{1}{R_1} + sC_1} * \frac{R_1}{R_1}$$

$$\frac{V_1}{V_i} = \frac{1}{sC_1 + 1} \quad (3)$$

Despejando $\frac{V_0}{V_1}$ de (2):

$$V_1(sC_2) - V_0 \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} \right) = 0$$

$$V_1(sC_2) = V_0 \left(sC_2 + \frac{1}{R_2} \right)$$

$$\frac{V_0}{V_1} = \frac{sC_2}{\frac{1}{R_2} + sC_2} * \frac{R_2}{R_2}$$

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{sC_2R_2}{sC_1R_1 + 1} \quad (4)$$

Multiplicando (3) y (4), para obtener la función de transferencia total:

$$\frac{V_o}{V_i} * \frac{V_0}{V_i} = \left(\frac{1}{sC_1 + 1} \right) \left(\frac{sC_2R_2}{sC_1R_1 + 1} \right)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{sC_2R_2}{s^2C_1R_1C_2R_2 + s(C_1R_1 + C_2R_2) + 1} \quad (5)$$

De la ecuación (3) deducimos que:

$$w_0 = \frac{1}{C_1R_1}$$

Y en términos de la frecuencia:

$$f = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} \quad (6)$$

De la misma forma para la ecuación (4):

$$w_0 = \frac{1}{C_2R_2} \therefore f = \frac{1}{2\pi C_2 R_2} \quad (7)$$

Despejando las resistencias de las ecuaciones (6) y (7):

$$R_1 = \frac{1}{2\pi C_1 f_1} \quad (8)$$

$$R_2 = \frac{1}{2\pi C_2 f_2} \quad (9)$$

Sustituyendo valores en las ecuaciones (8) y (9) sabiendo que:

$$f_1 = 150\text{Hz}$$

$$C_1 = 46nF$$

$$f_2 = 500mHz$$

$$C_2 = 349nF$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi(46nF)(150\text{Hz})} = 22575.16 \Omega$$

$$R_2 = \frac{1}{2\pi(500mHz)(349nF)} = 912062.71 \Omega$$

Diagrama esquemático:

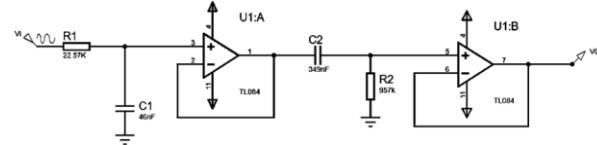


Figura 5. "Diagrama de filtro pasa banda"

2. Filtro rechaza banda 60Hz Q=6

Requerimientos

$$f_c = 60\text{ Hz} \text{ y } Q = 6$$

Proponiendo un ancho de banda de 10Hz para que resulte el factor de calidad de 6 tenemos:

$$BW = 10\text{ hz}$$

$$f_{CL} = 55\text{ hz}$$

$$f_{CH} = 65\text{ hz}$$

$$f_r = \sqrt{f_{CL} \cdot f_{CH}} = \sqrt{55 \cdot 65} = 59.8$$

Confirmando el factor de calidad tenemos

$$Q = \frac{f_r}{BW} = \frac{59.8}{10} = 5.98 \approx 6$$

Con el ancho de banda conseguido y el factor de calidad comprobado procedemos a realizar el cálculo de las 3 resistencias:

Proponiendo:

$$C_1 = C_2 = 100nF$$

Tenemos:

$$R_1 = \frac{1}{2(2\pi f_c)QC_1} = \frac{1}{4\pi(60)(6)(100nF)}$$

$$R_1 = 2.21 k\Omega$$

$$R_2 = \frac{2Q}{(2\pi f_c)C_1} = \frac{2 * 6}{(2\pi * 60)(100nF)}$$

$$R_2 = 318.31 k\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} = \frac{(2.21 k)(318.31 k)}{(2.21 k) + (318.31 k)}$$

$$R_3 = 2.2 k\Omega$$

$$C_3 = 2C_1 = 2(100nF) = 200nF$$

Finalmente:

$$C_1 = C_2 = 100nF$$

$$C_3 = 200nF$$

$$R_1 = 2.21 k\Omega$$

$$R_2 = 318.31 k\Omega$$

$$R_3 = 2.2 k\Omega$$

Diagrama esquemático:

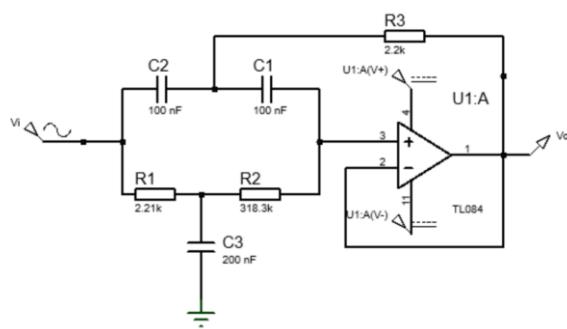


Figura 6 "Diagrama de filtro rechaza banda"

3. Amplificador de instrumentación integrado (AD620).

Requerimientos:

$$G = 1000$$

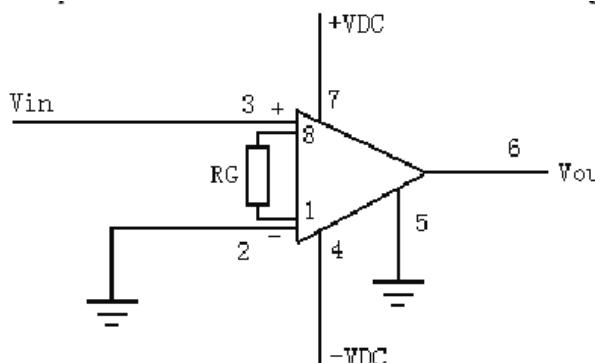


Figura 7. Pinout del amplificador de instrumentación AD620.

La ganancia del AD620 según el datasheet se calcula con la siguiente formula:

$$G = 1 + \frac{49.9k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

- 49.4 kΩ: sumatoria de las resistencias internas R1+ R2, ya calibradas por el fabricante.

Para la ganancia de 1000 despejamos:

$$R_G = \frac{49.9k\Omega}{1000 - 1} \approx 49.45k\Omega \quad (2)$$

Ecuación de salida Vout:

$$V_{OUT} = G \cdot (V_{IN+} - V_{IN-}) + V_{REF} \quad (3)$$

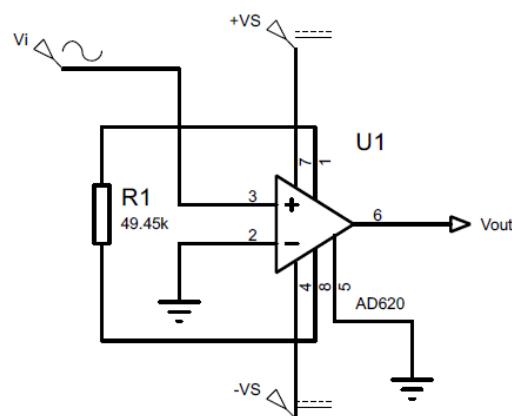


Figura 8. Diagrama del Amplificador de instrumentación integrado AD620.

IV. RESULTADOS

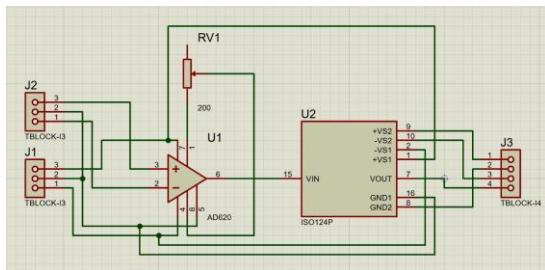


Figura 10. Diseño del circuito de la etapa de paciente realizado en Proteus.

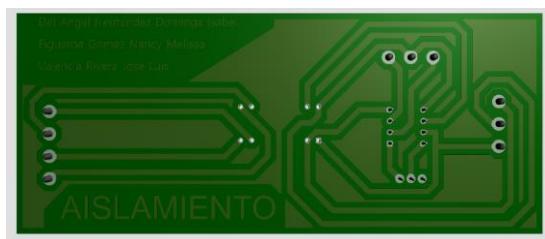


Figura 11. Diseño digital del PCB correspondiente a la etapa de paciente.

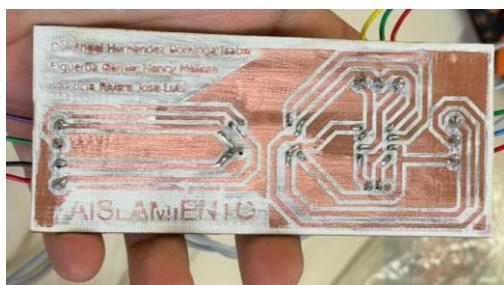


Figura 12. Circuito físico en PCB de la etapa de paciente

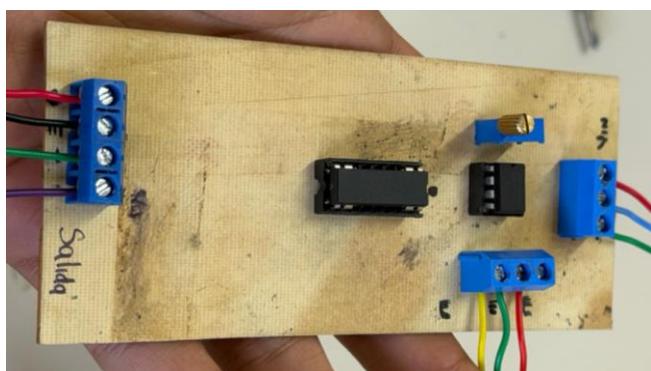


Figura 13. Circuito físico en PCB de la etapa de paciente con AD620 e ISO124.

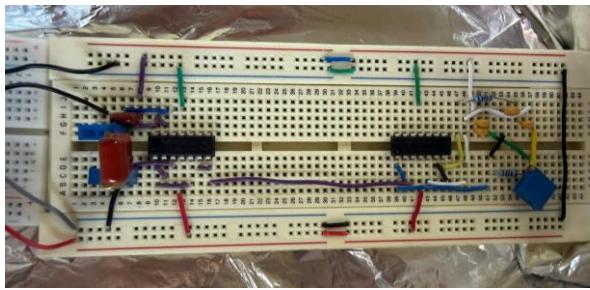


Figura 14. Implementación física de los filtros pasa banda y rechaza banda en protoboard.

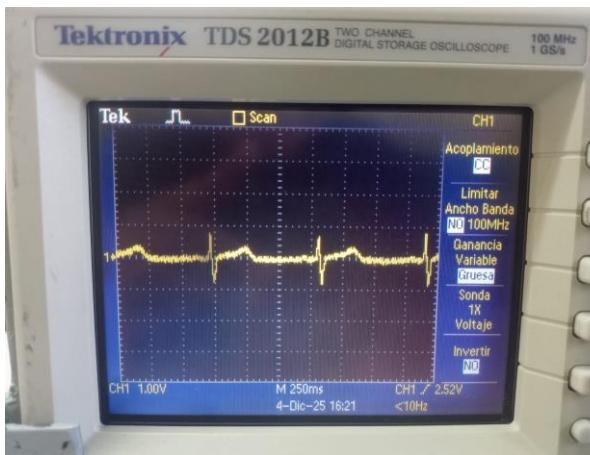


Figura 15. Señal electrocardiográfica (ECG) obtenida tras las etapas de amplificación, filtrado y aislamiento.

V. ANÁLISIS DE RESULTADOS

1. Amplificación y aislamiento.

En la Figura 13 se muestra el circuito físico en PCB que integra el amplificador de instrumentación AD620 junto con el amplificador de aislamiento ISO124. Al observar la señal en el osciloscopio, el ECG presentó una amplitud adecuada, lo que confirma que la ganancia del AD620 fue suficiente para amplificar la señal sin introducir distorsión. La

implementación en PCB permitió una mayor estabilidad y menor susceptibilidad al ruido en comparación con el montaje previo en protoboard, validando el correcto funcionamiento del aislamiento y la seguridad eléctrica del sistema.

2. Filtrado de señal

El circuito de filtros pasa banda y rechaza banda, mostrado en la Figura 14, permitió conservar las componentes fisiológicas del ECG dentro del rango esperado, atenuando la interferencia de la red eléctrica y el ruido fuera de banda. La señal obtenida mantuvo la forma característica de las ondas P, QRS y T, facilitando su identificación de manera clara y consistente.

3. Integración del sistema

La integración de la etapa de paciente en PCB con los filtros implementados en protoboard permitió obtener una señal electrocardiográfica estable y legible, como se observa en la Figura 15. En comparación con la práctica anterior, el sistema mostró una mejora en la calidad de la señal y en su reproducibilidad, demostrando que la implementación en PCB representa una solución más robusta para la adquisición de señales biomédicas en condiciones de campo.

VI. REFERENCIAS

- [1] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 4th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2009.
- [2] B. H. Brown and R. H. Smallwood, *Medical Physics and Biomedical Engineering*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2011.
- [3] J. P. D. A. Dinis, J. M. A. Costa, and A. C. T. A. T. Dinis, "Design of a Bio-Amplifier for ECG Monitoring," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 12, pp. 3845–3852, Dec. 2011.