

Práctica 4. Diseño de un Electrocardiógrafo (ECG)

1. Objetivo de la práctica

Las señales bioeléctricas generadas por el cuerpo contienen información relevante sobre los sistemas biológicos subyacentes y su decodificación permite identificar y clarificar un gran número de condiciones patológicas.

El objetivo de esta práctica es diseñar las diferentes etapas de acondicionamiento de bioseñales eléctricas comprendidas en el rango de pocos milivoltios, adquiridas desde tres electrodos ubicados en el cuerpo del paciente para la implementación de un electrocardiógrafo (ECG). Un ECG se utiliza para detectar problemas cardíacos, como defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, enfermedades de válvula cardíaca, arritmias, taquicardia o bradicardia (frecuencia cardíaca demasiado rápida o demasiado lenta), enfermedades de la arteria coronaria, cambios en la cantidad de electrolitos (químicos en la sangre), etc.

Para la implementación del diseño se utilizarán componentes electrónicos comerciales de fácil adquisición en el mercado, garantizando un bajo consumo de potencia para el desarrollo de todas las etapas.

Nota: El diseño de esta práctica es muy similar al que habría que realizar para la obtención de otras bioseñales de baja intensidad como son:

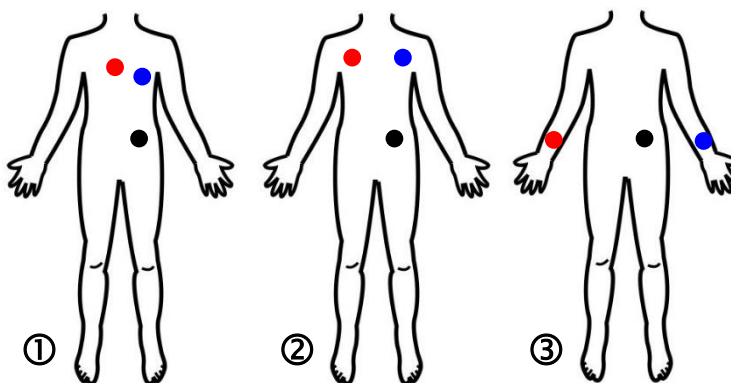
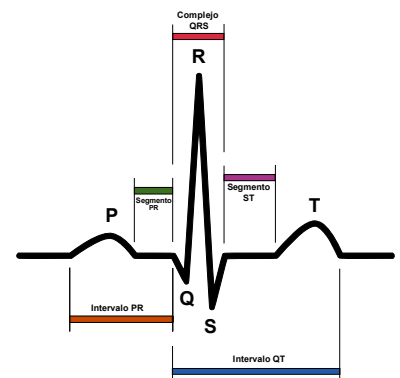
- ✓ Un electromiograma (EMG) [0,1: 5] mV, para sensor la actividad muscular.
- ✓ Un electrooculograma (EOG) [0,05:3,5] mV, para sensor los movimientos del ojo.
- ✓ Un electroencefalograma (EEG) [0,005:0,3] mV, para sensor la actividad eléctrica del cerebro.

2. Introducción al problema

Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco producen las ondas características del ECG indicadas en la figura adjunta.

Para que esta señal quede registrada son necesarios cables y electrodos que se colocan en la piel del enfermo, en localizaciones predeterminadas de manera universal, de modo que nos permite obtener registros comparables entre sí. Habitualmente para un ECG profesional se utilizan 6 electrodos precordiales distribuidos en el pecho del paciente con lo que se obtienen señales con mayor resolución.

En la práctica utilizaremos tan solo 3 electrodos distribuidos en alguna de las tres configuraciones señaladas en el dibujo adjunto.



Con los dos electrodos activos rojo (RA, Right Arm) y azul (LA, Left Arm), se obtiene la señal diferencial en un rango [-1,5 : +1,5] mV.

La ubicación con la mejor relación señal/ruido es con los electrodos activos próximos al corazón ①. La señal tiene peor resolución si los electrodos activos se colocan bajo las clavículas ② y finalmente la peor relación señal/ruido se alcanza si los electrodos activos se colocan en las muñecas ③. La ubicación del tercer electrodo, el de referencia, es la misma para las tres configuraciones anteriores.

3. Estudio teórico-práctico inicial. Cuestiones previas y diseño con LTspice.

Se recomienda diseñar el sistema por etapas y caracterizar cada una con LTspice.

El diseño de un ECG debe constar de al menos cuatro etapas, cada una diseñada con un propósito específico.

1. Etapa de preamplificación.

Dado que las señales extraídas de la actividad cardiaca por medio de los dos electrodos activos son muy débiles, rango diferencial entre $[-1,5 : +1,5]$ mV, es conveniente diseñar una primera etapa de amplificación antes de acometer la etapa de filtrado. Esta amplificación no debe ser muy elevada ($G \sim 10$) para evitar amplificar otras señales no deseadas y presentes en la medida, antes de proceder a su reducción, no eliminación, por medio de un filtrado analógico.

1.1. Dibuje el esquema de las patillas del encapsulado DIP de 8 pines del INA114BP que es el amplificador de instrumentación utilizado en esta etapa y complete la tabla que se adjunta con algunas de sus características típicas más relevantes. Estos parámetros, así como cualquier otro que pudiera ser necesario debe ser capaz de encontrarlos en la hoja de datos (*datasheet*) facilitada para alguna de las tensiones recomendadas por el fabricante.

Referencia	TIPO	Alimentación	Entrada		CMR (dB)	Salida	$R_{REF} (\Omega)$	Ganancia
			$V_{CM} (V)$	$R_{IN} (\Omega)$		V_{OS}		
INA114BP	AI							

1.2. Diseñe una etapa de amplificación diferencial con $G = 10$, utilizando un amplificador de instrumentación modelo INA114BP. Señale la resistencia externa necesaria para alcanzar el valor de ganancia señalado.

2. Etapa de filtrado.

La frecuencia cardiaca normal para una persona adulta se establece en un rango entre 60 y 100 pulsaciones por minuto, es decir una frecuencia entre 1 y 1,6 Hz. Para extender el rango y poder detectar la frecuencia cardiaca de deportistas (< 60 pulsaciones), taquicardias (> 120 pulsaciones) y disponer de un rango de frecuencias con suficiente orden de armónicos como para poder analizar los tiempos de subida y bajada de dicha señal en el complejo QRS, en esta etapa se diseña un filtro paso banda en el rango $[0,5:35]$ Hz suficiente para monitorización o en un rango mayor entre $[0,01:150]$ Hz para el diagnóstico. La elegida para este diseño es la primera de las bandas $[0,5:35]$ Hz reduce, no elimina, el efecto de la componente continua de la señal, el ruido debido a la red eléctrica ($f = 50$ Hz) y la señal EMG (electromiograma) que es una señal de mayor amplitud y además en un rango superior de frecuencias entre $[100 : 10000]$ Hz.

2.1. Dibuje el esquema de las patillas del encapsulado DIP de 8 pines del $\mu A741$ que será el amplificador de instrumentación utilizado en esta práctica y complete la tabla que se adjunta con algunas de sus características típicas más relevantes.

Referencia	TIPO	Alimentación	Entrada		Salida
			$V_{CM} (V)$	$R_{IN} (\Omega)$	$V_{OS} (V)$
$\mu A741$	AO				

2.2. Etapa de filtrado.

a) Diseño de un filtro paso alta (FPA). Diseñe un filtro activo paso alta de segundo orden, Sallen-Key o similar, con ganancia unidad y frecuencia de corte $f_{CL} = 0,5$ Hz. Como elemento activo utilice un amplificador de propósito general modelo $\mu A741$. Para realizar la simulación con LTspice **utilice los valores comerciales y disponibles en el laboratorio más próximos a los calculados teóricamente**. Compruebe que el valor obtenido para la frecuencia de corte en la simulación está en el rango de la prevista idealmente de 0,5 Hz.

b) Diseño de un filtro paso baja (FPB). Diseñe un filtro activo paso baja de segundo orden, Sallen-Key o similar, con ganancia unidad y frecuencia de corte $f_{CH} = 35$ Hz. Como elemento activo utilice un amplificador de propósito general modelo $\mu A741$. Para realizar la simulación con LTspice **utilice los valores comerciales y disponibles en el laboratorio más próximos a los calculados teóricamente**. Compruebe que el valor obtenido para la frecuencia de corte en la simulación está en el rango de la prevista idealmente de 35 Hz.

c) Utilizando los dos diseños anteriores, diseñe un filtro paso banda (FPA+FPB) y haga la simulación correspondiente con LTSPICE. Dibuje el diagrama de Bode del filtro FPBanda e indique expresamente los valores obtenidos en la simulación para la frecuencia de corte alta y baja.

3. Etapa de amplificación.

A la salida del filtro pasa banda, en esta etapa se realizará la amplificación de la señal utilizando para ello el AI INA126P o INA122P dependiendo de la disponibilidad de los mismos en el laboratorio. El objetivo de esta etapa es amplificar la señal a la salida del filtro a un valor que alcance sin saturar el rango máximo del conversor digital ADC a utilizar como paso previo al procesamiento de la señal obtenida.

- 3.1. Dibuje el esquema de las patillas del encapsulado DIP de 8 pines del INA126P/INA122P que son los amplificadores de instrumentación utilizados en esta etapa y complete la tabla que se adjunta con algunas de sus características típicas más relevantes.

Referencia	TIPO	Alimentación	Entrada		CMR (dB)	Salida	$R_{REF} (\Omega)$	Ganancia
			$V_{CM} (V)$	$R_{IN} (\Omega)$		V_{OS}		
INA126P	AI							
INA122P	AI							

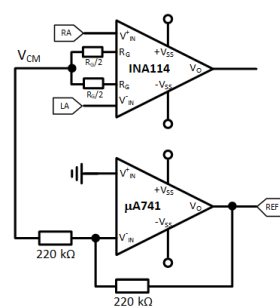
- 3.2. Observe que el encapsulado (pinout) de ambos AI es el mismo y a su vez también coincide con el encapsulado del INA114 visto en el epígrafe 1.1. A la vista de las tablas solicitadas en los epígrafes 1.1 y 3.1, señale las principales características que diferencian al INA 114 de los dos últimos con respecto al diseño de la práctica para usarlo como el AI para la etapa de preamplificación.
- 3.3. Diseñe una etapa de amplificación diferencial con la ganancia que considere adecuada, utilizando un amplificador de instrumentación modelo INA126/INA122.
- 3.4. Para calcular y definir la ganancia de esta etapa, considere que la señal diferencial recogida por los electrodos previa a la etapa de preamplificación puede estar en el rango de $\pm 2mV$ y la señal a la entrada del ADC no debería alcanzar como máximo el valor de +4 V.
- 3.5. Tenga previsto en el diseño de esta etapa la necesidad de elevar la señal de salida un valor cercano a +2V para eliminar, de cara a su digitalización, cualquier componente negativo de la señal ECG a la salida del sistema.

4. Circuito de referencia.

En la medida del ECG se utiliza un tercer electrodo (REF), denominado de referencia, que se utiliza principalmente para reducir el modo común de la señal diferencial medida con los dos electrodos activos (RA y LA).

Como se indica en la figura adjunta, la tensión en modo común generada por los electrodos RA y LA a la entrada de la etapa preamplificadora (2ª etapa), se extrae desde el punto medio de la resistencia externa R_G del INA114. Observando el esquema interno en el datasheet de este operacional, se puede comprobar la validez de esta conexión.

Esta señal V_{CM} , se lleva a la entrada inversora de un operacional de propósito general como el $\mu A741$ en configuración de amplificador inversor con $G = 1$. La salida de este operacional es el electrodo de referencia que se conecta en el cuerpo del paciente para restar a la entrada del sistema de medida la tensión en modo común generada por el propio paciente con los dos electrodos activos RA y LA. Esta etapa, aunque definida en último lugar, se incorpora al diseño como una etapa previa a la de preamplificación.



1º hito de evaluación: Como hito evaluable de esta práctica (30%), antes de empezar la primera sesión de laboratorio debe subir a Moodle y entregar al profesor, las cuestiones resueltas planteadas en los epígrafes del 1 al 4 de este estudio previo.

En dicho esquema debe quedar claro los valores para las frecuencias de corte alta y baja del filtro simulado. Deben estar claras, las conexiones realizadas entre los distintos elementos, señalando el número y nombre de los pines de los elementos activos (operacionales) así como las ganancias utilizadas en cada una de las 4 etapas implicadas (2ª a 5ª), los valores de las fuentes de alimentación y los valores de los elementos pasivos (resistencias y condensadores) implicados.

Nota: El documento que debe subir a Moodle, puede estar en cualquier formato digital, incluso puede ser la imagen (foto) del documento escrito a mano entregado al profesor.

4. Manos a la obra_1. Implementación del diseño propuesto

En este apartado debe implementar en una *protoboard* el circuito diseñado. Se recomienda probar cada etapa de diseño de forma incremental utilizando el generador de funciones para crear las distintas señales senoidales de frecuencia y magnitud adecuadas para completar la tabla adjunta. Por ahora no es necesario que monte en la *protoboard* ni el circuito de referencia (1ª etapa del diseño) ni tampoco las dos etapas de amplificación (2ª y 5ª etapa del diseño).

Utilice el valor de los condensadores y resistencias comerciales utilizados en la simulación para implementar y medir en la *protoboard* de forma conjunta las etapas 3ª y 4ª del diseño.

Para comprobar el montaje realizado, utilice como señal de entrada una onda senoidal a un valor aproximado de $V_{pp} = 2\text{ V}$. Recuerde que al variar la frecuencia puede que sea necesario modificar la amplitud de la señal generada para alcanzar el valor recomendado.

Complete la tabla en el rango de frecuencias señalado, probando al menos los siguientes valores de frecuencia dados en Hz (0.1, 0.2, 0.5, 0.8, 1, 2, 5, 8, 10, 20, 50, 80, 100) y anotando en cada caso la ganancia/pérdida que sufre la señal de entrada a la segunda etapa con la que se configure el filtro pasa banda (3ª y 4ª etapas del diseño). Represente en una gráfica el Diagrama de Bode del filtro pasa Banda implementado (FPBaja+FPAlta) y compárelo con el diseño teórico. Calcule de forma experimental las frecuencias de filtrado pasa banda (f_{CL} y f_{CH}).

Frecuencia (Hz)	V_{IN} (mV)	V_{OUT} (mV) (etapa 3ª)	V_{OUT} (mV) (etapa 4ª)
0.1			
0.2			
...
100			

2º hito de evaluación: Una vez completado el experimento completo y como evidencia de este hito, muestre la tabla al docente, el gráfico con el diagrama de Bode del filtro Paso Banda implementado y los valores experimentales obtenidos para las frecuencias de corte (f_{CL} y f_{CH}) (20%).

Añada a su diseño anterior las etapas de pre-amplificación y amplificación (2ª y 5ª del diseño). Para probar este circuito con 4 de las etapas implementadas, utilice una señal senoidal a la entrada a una frecuencia en la banda plana del filtro y con una amplitud que tenga en cuenta la ganancia total diseñada en las dos etapas amplificadoras para que no llegue a saturar el operacional de la última etapa.

3º hito de evaluación: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal obtenida en el osciloscopio a la entrada de la etapa 1 y a la salida de la etapa 5 (20%).

Desde un punto de vista práctico, antes de incluir la primera etapa, este debe funcionar de forma correcta.

Añada a su diseño anterior el circuito de referencia (1ª etapa del diseño). Con el circuito ya completo, en lugar de usar la señal senoidal, utilice la señal generada desde los tres electrodos ubicados en alguna de las posiciones del cuerpo señaladas en la introducción. Es muy probable que, si bien la señal observada en el osciloscopio tenga la apariencia QRS esperada, se visualice con mucho ruido.

Consejos para el montaje en protoboard

La señal ECG puede tener bastante ruido por la actividad muscular del propio cuerpo. Cuanto mayor sea la distancia entre la ubicación de los electrodos y el corazón, mayor será este efecto. Para mejorar la medida siga estos sencillos consejos:

- ✓ Limpie las zonas donde se vayan a colocar los electrodos con alcohol y algodón y ubique los electrodos lo más cerca posible del corazón.
- ✓ Los sensores activos RA y LA deben estar ubicados siempre a la derecha y a la izquierda del corazón respectivamente.
- ✓ Cambie los electrodos si estos están deteriorados.
- ✓ Procure no moverse y contener la respiración durante la medida.
- ✓ Si en la señal aparecen muchas interferencias, es posible que se deba a carga estática acumulada en el cuerpo, toque en algún elemento metálico para disminuir dicha carga.
- ✓ Entrelace los cables de los electrodos para reducir posibles apantallamientos de campos electromagnéticos.

4º hito de evaluación: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal ECG obtenida en el osciloscopio (20%).

5. Manos a la obra_2. Digitalización y representación de la señal.

Para un análisis en profundidad de la señal generada, conviene registrar un tramo temporal de la misma. Existen trazadores gráficos que permiten la impresión directa de la señal analógica generada, pero en este apartado de la práctica procederemos a su digitalización y su registro en un archivo, para posteriormente proceder a su impresión tantas veces como sea necesario.

Para el proceso de digitalización se necesita un conversor analógico digital, ADC, y una placa procesadora.

Como placa procesadora utilizaremos Arduino Leonardo, y aunque Arduino dispone entre sus entradas de 5 ADC, vamos a utilizar el CI ADS1115 ya utilizado en prácticas anteriores que se comunica con Arduino por medio de una interfaz serie I²C.

Pese a que el DFRobot-ADS1115 permite en sus entradas valores a partir de -300 mV, conviene, como paso previo a la digitalización, que la señal a digitalizar sea siempre positiva. En función de los valores alcanzados en la captura de la señal analógica, recuerde añadir por la entrada REF del INA126/INA122 utilizado en la segunda etapa de amplificación (5ª etapa) el valor de tensión necesario para cumplir con este objetivo.

Escriba un programa para Arduino que permita la lectura a través de la plataforma DFRobot-ADS1115 de la señal obtenida a la salida del circuito diseñado. Registre los datos procesados utilizando CoolTerm y represéntelos con una aplicación adecuada. Es recomendable utilizar la función millis() en el código Arduino para tener registro del tiempo. Es suficiente con mostrar una señal que contenga el complejo QRS entre 3 y 5 veces.

5º hito de evaluación: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal ECG digitalizada y el cálculo de la frecuencia cardiaca obtenido (10%).

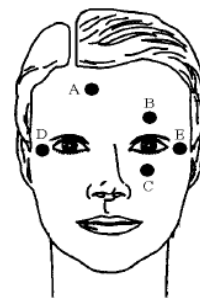
6. Para sacar más de 10 puntos en la práctica. Manos a la obra_Extra.

Si se dispone de tiempo extra en la realización de esta práctica y se desea obtener hasta 2 puntos extra en su calificación, se propone la realización de 2 hitos adicionales.

Hito Adicional_1 (20% extra). Se propone el diseño de un electrooculograma (EOG), que es una medida de la variación que se produce en el potencial de reposo del ojo (~6 µV) existente entre la córnea (positivo) y el polo posterior (negativo) con los movimientos oculares y los cambios de incidencia de la luz sobre la retina.

El sistema de adquisición es como en el caso del ECG con dos electrodos colocados, como indica en la figura, en las posiciones B y C para medir el movimiento del ojo en la dirección vertical o en las posiciones D y E para analizar el movimiento horizontal y un tercer electrodo de referencia en la posición A. Por obtener una mayor señal se recomiendan las posiciones D y E para la medida.

El diseño es equivalente al de un ECG, por tanto, nos sirve el mismo esquema del circuito que acabamos de montar y medir, con los siguientes cambios:



1. A diferencia de un ECG, el rango de amplitud de un EOG es de $\pm 150 \mu V$, aproximadamente un orden de magnitud menos que el ECG ($\pm 1,5 mV$), por lo que la ganancia del sistema debería ser 10 veces mayor.
2. El rango de frecuencias de interés en un EOG está entre [1 : 40] Hz, mientras que en el ECG lo hemos diseñado entre [0,5 : 35] Hz. Dependiendo del tiempo del que se disponga, se pueden dejar los filtros ya diseñados para realizar la nueva medida, o bien se pueden modificar los valores de los componentes discretos del FPA y del FPB para adaptar mejor las frecuencias de corte superior e inferior al tipo de medida.

Hito Adicional_1: Muestre al docente la señal EOG obtenida en el osciloscopio (20%).

Hito Adicional_2 (20% extra). Para mejorar el sistema, conviene construir el circuito sobre una placa minimizando la distancia entre los elementos discretos que lo configuran y en donde las conexiones entre ellos se realicen por medio de soldadura.

Dependiendo del tiempo del que disponga este hito adicional a su vez, está compuesto por hitos parciales todos ellos evaluables.

1. Implementar el filtro paso alto FPA ó paso bajo FPB en una placa con los elementos discretos conectados por soldadura. Observar en la pantalla del osciloscopio la señal a la entrada y a la salida filtro para una frecuencia de la zona plana y para una frecuencia en el tramo de subida/bajada del filtro.

Hito Adicional_2a: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal obtenida en el osciloscopio para los dos puntos de medida pedidos (10%).

2. Implementar el filtro paso banda (FPA+FPB) en una placa con los elementos discretos conectados por soldadura. Observar en la pantalla del osciloscopio la señal a la entrada y a la salida filtro para una frecuencia de la zona plana, para una frecuencia en el tramo de subida y para una tercera en el tramo de bajada del filtro.

Hito Adicional_2b: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal obtenida en el osciloscopio para los tres puntos de medida pedidos (10%).

3. Implementar el ECG completo, añadiendo al filtro anterior las tres etapas restantes. Observar en la pantalla del osciloscopio la señal registrada del ECG.

Hito Adicional_2c: Una vez alcanzado este punto, muestre al docente la señal ECG obtenida en el osciloscopio (5%).