

ELECTROCARDIOGRAMA

Julio Herreros Espinosa, Desirée Rivera Rodríguez & Ignacio
de Llano Varela



Universidad Europea de Madrid
Electrónica Digital y Microprocesadores

Índice


1	Contexto del trabajo	3
1.1	Planteamiento del problema	3
1.2	Objetivos	3
2	Introducción	4
2.1	¿Qué es un ECG?	4
3	Teoría ECG	4
3.1	Parámetros de las señales ECG	4
3.2	Obtención de una señal ECG real	7
4	Filtro ECG	8
4.1	Etapas 1. Amplificador Instrumental	8
4.2	Etapas 2: Filtro de paso alto activo	9
4.3	Etapas 3. Filtro paso bajo	10
4.4	Etapas 4. Filtro Notch	11
4.5	Etapas 5. Circuito de la pierna derecha	12
5	Descripción del sistema "ECG"	13
5.1	Descripción Hardware	13
5.1.1	Breve descripción del diseño	13
5.1.2	Esquema de conexiones	14
5.1.3	Montaje del sistema	14
5.2	Descripción del software	15
5.2.1	Código de Arduino	15
6	Resultados obtenidos	16
7	Conclusiones	17
8	Bibliografía	18

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1.- Representación de la línea isoeletrica.....	4
Ilustración 2.- Representación de la onda de la ECG	6
Ilustración 3.- Eventos eléctricos que suceden en el ciclo cardiaco	6
Ilustración 4.- Einthoven's triangle and limb lead configuration	7
Ilustración 5.- HPF de primer orden con configuración Sallen-Key.....	9
Ilustración 6.- Diagrama del circuito del LPF de Bessel activo de 5º orden	10
Ilustración 7.- El filtro notch Twin-T para eliminar el ruido de la línea eléctrica de 60 Hz (a) Placa de circuito del filtro notch: parte pasiva (b) y la parte activa (c).....	11
Ilustración 8.- El circuito de accionamiento de la pierna derecha utilizando dos AO AD708 y un AD8220	12
Ilustración 9.- Diagrama de bloques del ECG	12
Ilustración 10.- Placa ESP3266	13
Ilustración 11.- AD8232 ECG	13
Ilustración 12.- Esquema de conexión del circuito	14
Ilustración 13.- Conexiones de la placa ESP3266	14
Ilustración 14.- Conexiones AD8232 ECG Sensor	14
Ilustración 15.- Código final del dispositivo en Arduino	15
Ilustración 16.- ECG en Serial Plotter de Arduino	16
Ilustración 17.- ECG en Dispositivo Móvil con Bluetooth.....	16

Índice de Tablas

Tabla 1.- Tabla de conexiones	14
-------------------------------------	----

 Universidad Europea	<p style="text-align: center;">Electrocardiograma Julio Herreros, Desirée Rivera & Ignacio de Llano Electrónica Digital y Microprocesadores Universidad Europea de Madrid</p>	<p style="text-align: right;">V3.0 Página 3 de 18 11/06/2022</p>
--	---	--

1 Contexto del trabajo

1.1 Planteamiento del problema

Las enfermedades cardiovasculares son uno de los principales problemas de salud de primer mundialmente. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte a nivel mundial siendo un 31 % de todas las muertes registradas en el mundo. Asimismo, se prevé que este porcentaje podría aumentar a casi un 60%. Esto se debe a que un porcentaje muy alto de muertes a nivel mundial se deben a enfermedades como como la hipertensión arterial, el tabaquismo, el consumo de alcohol, la hipocolesterolemia y la obesidad o el sobrepeso, están directa o indirectamente relacionadas con las enfermedades cardiovasculares (ECV).

No obstante, con el objeto de que la enfermedad vaya empeorando y pueda resultar en una defunción, su detección temprana es clave. Por esta razón se utilizan los electrocardiogramas.

Un electrocardiograma (ECG) es una prueba que utiliza para verificar el ritmo cardíaco y la actividad eléctrica. Los sensores conectados a la piel se encargan de detectar las señales eléctricas producidas por el corazón cada vez que late. Estas señales son registradas por una máquina y son examinadas por un médico para ver si son inusuales. De esta manera, los médicos pueden analizar esas señales y comprobar si tiene alguna enfermedad cardiovascular.

1.2 Objetivos

La idea de este proyecto será construir una simulación de una señal ECG usando componentes digitales que sea útil y práctico.

Para llegar a realizar el objetivo principal, lo desglosaremos en los siguientes objetivos específicos:

- Utilizar nuestros conocimientos en electrónica digital para medir una señal cardiaca en un sensor.
- Enseñar en una aplicación móvil utilizando el microcontrolador ESP32 la señal cardiaca.
- Analizar de forma teórica los componentes del circuito.

2 Introducción

Antes de explicar el diseño que hemos hecho de un electrocardiograma, debemos introducir algunos conceptos previos para el entendimiento del funcionamiento de éste.

2.1 ¿Qué es un ECG?

Un electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante ciclos cardíacos el cual estudia el funcionamiento del corazón midiendo su actividad eléctrica. Con cada latido del corazón, un impulso eléctrico (u "onda") pasa a través del corazón. Esta onda hace que el músculo cardíaco se contraiga de modo que expulse sangre del corazón. Como normal general, en el ECG un latido del corazón normal mostrará la sincronización de las cámaras superior e inferior del corazón.

Un ECG mide y registra la actividad eléctrica que pasa a través del corazón dado que, al medir los intervalos de tiempo en el ECG, un médico puede determinar cuánto tiempo tarda la onda eléctrica en pasar a través del corazón. De esta manera se puede saber cuánto tiempo tarda una onda en viajar de una parte del corazón a la siguiente muestra si la electricidad la actividad es normal o lenta, rápida o irregular. Además, mide la cantidad de electricidad actividad que pasa a través del músculo cardíaco, un cardiólogo puede ser capaz de averiguar si partes de los corazones son demasiado grandes o están sobrecargados de trabajo. Son por todas estas razones que las ECG son esenciales sobre todo para prevenir enfermedades cardiovasculares.

3 Teoría ECG

3.1 Parámetros de las señales ECG

Un electrocardiograma (ECG) es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón trazada contra el tiempo. El ECG proporciona información en 3 dimensiones sobre el sistema de conducción del corazón, el miocardio y otras estructuras cardíacas. En el estado saludable, un ECG registra ondas y complejos predecibles y reproducibles, que corresponden a eventos fisiológicos acoplados electromecánicamente en el corazón. En condiciones patológicas, el ECG puede detectar arritmias, isquemia, inflamación, y más.

Al basarse en patrones, es muy importante conocer la teoría de lo que representan este tipo de señales. Cada actividad anatómica del sistema de conducción del corazón corresponde a una porción del registro eléctrico que puede ser en forma de ondas, segmentos e intervalos. Vamos a analizar estos patrones.

- **Línea isoeléctrica:** El ECG presenta una línea guía que puede identificarse fácilmente como la línea horizontal existente entre cada latido. Corresponde a la ausencia de actividad eléctrica y es el punto de base para ver si un fenómeno sucede por arriba siendo positivo o por abajo siendo negativo.

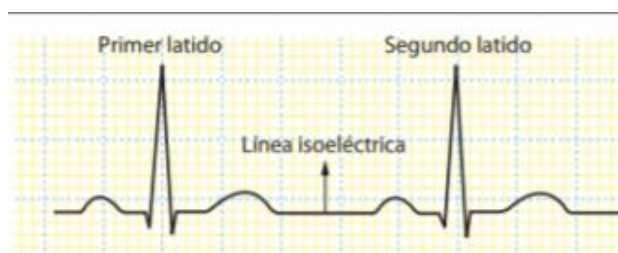



Ilustración 1.- Representación de la línea isoeléctrica

 Universidad Europea	<p style="text-align: center;">Electrocardiograma Julio Herreros, Desirée Rivera & Ignacio de Llano Electrónica Digital y Microprocesadores Universidad Europea de Madrid</p>	<p style="text-align: right;">V3.0 Página 5 de 18 11/06/2022</p>
--	---	--

- **Onda:** reflexión positiva o negativa a partir de la línea isoeleétrica
- **Segmento:** se define como la línea isoeleétrica entre dos ondas dentro de un mismo latido.
- **Intervalo:** es el complejo de una o más ondas con un segmento.

Tras conocer estos conceptos previos, vamos a interpretar una señal ECG normal primero por la parte de las ondas.

1. **Onda P.** Es la primera onda reflexiva y cómo podemos apreciar es una onda positiva. Corresponde al periodo de despolarización de las fibras contráctiles de las aurículas. La primera mitad de la onda P corresponde a la actividad de la aurícula derecha mientras que la otra mitad a la aurícula izquierda. Es una onda redondeada y corresponde a 0,3 mV. En el caso de que fuese mayor, significa un aumento de la aurícula derecha. No obstante, si no es redondeada o tiene una forma de m, se correlaciona el aumento de la aurícula izquierda y a su vez a una enfermedad en la válvula bicúspide o mitral.
2. **Complejo QRS.** La siguiente reflexión ocurre hacia abajo (onda Q, correspondiente a la despolarización del septum atrio ventricular), luego hacia arriba positiva (onda R, que corresponde a la despolarización del ventrículo izquierdo) y por último hacia abajo negativa siendo más negativa que la primera (onda S, correspondiente a la despolarización del ventrículo derecho). Algunas veces la onda Q no se encuentra visible ya que la fuerza eléctrica del ventrículo izquierdo vence a las fuerzas del septo atrio ventricular). El complejo mide entre 0,08-0,12s.
3. **Onda T.** Es una reflexión positiva. Corresponde a la repolarización ventricular que es un fenómeno necesario para que se pueda producir una nueva despolarización y con ello un nuevo latido. La onda T debe de ser positiva. Coincide con la polaridad del complejo QRS.

Ahora vamos a interpretarla por parte de los segmentos:

1. **Segmento P.** Toda la interpretación empieza en este segmento, que refleja la despolarización auricular, normalmente, cuando es alterada, muestra problemas en la aurícula.
2. **Segmento PR.** Se encuentra entre la onda P y el complejo QRS, el cual es correspondiente al retraso fisiológico para permitir un adecuado llenado atrio ventricular. Al ser un segmento tiene que ser isoeletrico, pero si hay algún desnivel muy significativo puede suponer una enfermedad como un infarto en las aurículas.
3. **Segmento ST.** Aparece entre el complejo QRS y la onda T. Es muy importante para el estudio de la cardiopatía.

Por último, analizaremos desde el punto de vista de los intervalos:

1. **Intervalo PR.** Es crucial para el estudio de la comunicación eléctrica atrio ventricular. Debe medir de 0,10 a 0,20 segundos. Cuando es de menor duración, se corresponde a algunos síndromes de palpitación y si se encuentra prolongado se debe a una disociación auriculoventricular.
2. **Intervalo QT.** Empieza desde el complejo QRS hasta el final de la onda T. Marca el tiempo en el que ocurre la sístole ventricular tanto en su despolarización como en su repolarización. Este intervalo varía según la frecuencia cardiaca siendo de menor duración si hay una frecuencia cardiaca muy alta y viceversa si la frecuencia cardiaca es baja. Depende también del sexo de la persona.

Todos estos parámetros de la señal se verían representados de la forma:

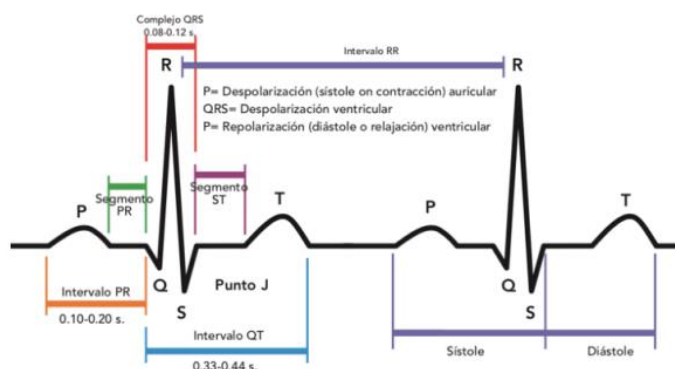


Ilustración 2.- Representación de la onda de la ECG

En la siguiente figura podemos observar las fases del latido del corazón correspondiendo a cada parte de la señal:

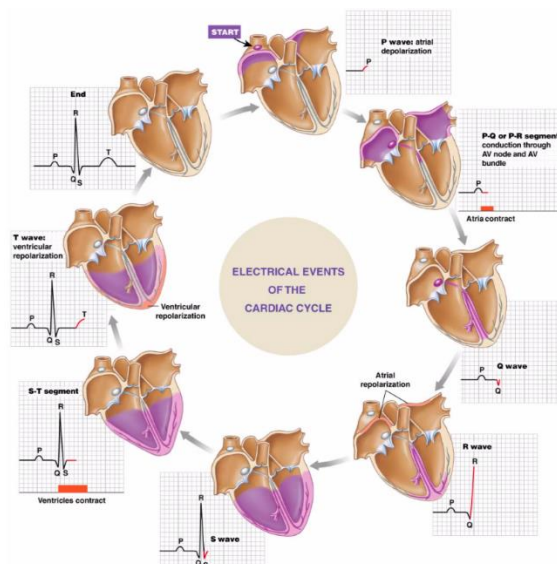



Ilustración 3.- Eventos eléctricos que suceden en el ciclo cardiaco

 Universidad Europea	<p style="text-align: center;">Electrocardiograma Julio Herreros, Desirée Rivera & Ignacio de Llano Electrónica Digital y Microprocesadores Universidad Europea de Madrid</p>	<p style="text-align: right;">V3.0 Página 7 de 18 11/06/2022</p>
--	---	--

3.2 Obtención de una señal ECG real

Un electrocardiograma (ECG) generalmente se registra mediante electrodos colocados en puntos específicos del cuerpo. El electrodo más utilizado para registrar la señal de ECG es de referencia de cloruro de plata (Ag-AgCl). Tiene las siguientes características importantes:

1. No es polarizable, lo que significa que la corriente fluye libremente a través de la unión del electrodo. No se acumulan electrones en la unión como en un electrodo polarizable.
2. Genera menos ruido (<10 μV). El electrodo Ag-AgCl tiene una capa de AgCl depositada en una placa de Ag. Los iones Cl^- se mueven en el cuerpo humano (en el electrolito). En la capa de AgCl, estos iones Cl^- se convierten en flujo de electrones en la placa de Ag y estos electrones se envían a través de un cable de conexión. Esta estructura Ag-AgCl reduce el potencial de desplazamiento de CC a un valor muy pequeño. Se utiliza un gel conductor para minimizar la perturbación de la doble capa de carga. Tres cables de extremidades se usan comúnmente para construir un triángulo de Einthoven.

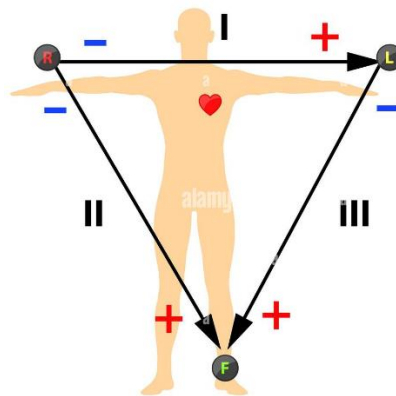


Ilustración 4.- Einthoven's triangle and limb lead configuration

Una onda de ECG se puede registrar colocando cables en puntos eléctricamente equidistantes en el cuerpo desde el corazón, maximizando así la diferencia de potencial entre los cables. En el cable I se configura como el electrodo positivo en el brazo izquierdo (L), el electrodo negativo en el brazo derecho (R); El cable II se configura como el electrodo positivo en la pierna/pie izquierdo (F), el electrodo negativo en el brazo derecho (R); El cable III establece el electrodo positivo en la pierna/pie izquierdo (F), el electrodo negativo en el brazo izquierdo (L). VI, VII y VIII denotan el voltaje de la ventaja I, la derivación II y la derivación III, respectivamente. ϕ_L , ϕ_R y ϕ_F son los potenciales de voltaje en los puntos L, R y F, respectivamente. Magnitud del vector cardíaco $|\bar{P}|$ y la dirección α puede expresarse mediante:

$$|\bar{P}| = \sqrt{\frac{V_I^2 + V_{II}^2 - V_I V_{III}}{3}}$$

$$|\bar{P}| = \sqrt{\frac{V_I^2 + V_{III}^2 + V_I V_{II}}{3}}$$

$$\alpha = \tan^{-1} \cdot \left(\frac{V_I - 2V_{II}}{\sqrt{3}V_I} \right)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \cdot \left(\frac{V_{II} + V_{III}}{-\sqrt{3}V_I} \right)$$

La señal típica de ECG obtenida de los electrodos Ag-AgCl es de 1 mV de amplitud y 0.8 Hz y se corrompe fácilmente por el ruido. Las principales fuentes de ruido incluyen respiración, artefactos de movimiento, contracción muscular, ruido de contacto de electrodos, interferencia de línea eléctrica e interferencia electromagnética (EMI). En ciertas situaciones, el ruido puede anular completamente las ondas de ECG y hacer que la señal amplificada sea inútil.

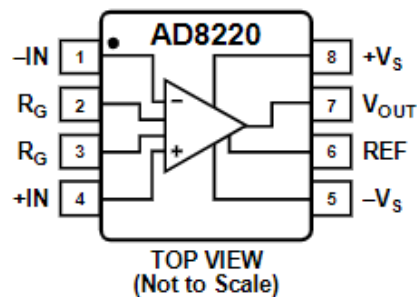
4 Filtro ECG

Con el objetivo de obtener una señal ECG lo más nítida posible para su posterior análisis y diagnóstico, necesitamos eliminar eficazmente el ruido no deseado y preservar los componentes útiles de las señales de ECG. Por consiguiente, se desarrollan 5 etapas.

4.1 Etapa 1. Amplificador Instrumental

En esta etapa, se amplificará la señal de ECG con un amplificador de instrumentación para elevar el nivel de voltaje de la señal obtenida del corazón.

Para ello utilizaremos un amplificador de instrumentación el cual es un amplificador de instrumentación con una notable ganancia, la cual tiene como característica principal que depende del valor de la resistencia R_G . Siendo R_G la resistencia que conectamos en los pines 2,3 en este amplificador de instrumentación:



Permite aumentar las señales bioeléctricas del cuerpo humano, dado que son señales muy pequeñas con una magnitud del orden de máximo 5 [mVpp] y para poder ser vistas, es necesario amplificarlas.

Si miramos el datasheet de este amplificador, vemos que está formado por tres amplificadores operacionales OP482. Además, la datasheet nos dice que la ganancia es:

$$\Delta V = \frac{49.5k}{R_G} + 1$$

El amplificador más utilizado en esta etapa es el AD8220 dado que tiene un amplio rango de funcionamiento en entornos ruidosos, baja corriente de polarización de entrada de 10 pA y ganancia ajustable dependiendo del valor de R_G . Dado que la fuente de voltaje V_s del AD8220 es de $\pm 5V$, la ganancia G se suele establecer conservadoramente en 19 para evitar la saturación de voltaje de salida, aunque se puede lograr una mayor ganancia. En esta configuración, una señal típica de ECG de 1.0 mV se amplifica a 19.0 mV, muy por debajo del nivel V_s . Por lo que la resistencia R_G que se suele usar es de 2,74 ohmios.

4.2 Etapa 2: Filtro de paso alto activo

Para conseguir la señal que nosotros deseamos que en este caso es la señal del corazón, necesitamos eliminar las señales que interfieren como el ruido. Como resultado, tendremos que implementar unos filtros.

El primero es el filtro paso-alto el cual deja pasar señales de alta frecuencia bloqueando las de baja frecuencia. Después de la amplificación, la señal de ECG pasa a través de este filtro y además amplificará la señal del corazón aún más. El filtro se suele usar con el amplificador operacional MCP6271, un filtro RC con un condensador (Z_2) y resistencia (Z_4) y las resistencias de ganancia Z_{10} y Z_{11} . Asimismo, la V_i será la señal que salga del amplificador de instrumentación.

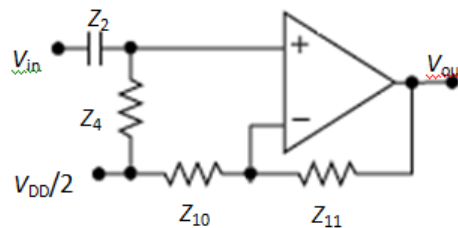


Ilustración 5.- HPF de primer orden con configuración Sallen-Key

Con el objeto de lograr un registro preciso hay que tener en cuenta el ancho de banda del ECG. Según la American Heart Association (AHA) recomienda un ancho de banda mínimo de 150 Hz para niños entre las edades de 12 a 16 años; y un ancho de banda mínimo de 125 Hz para adultos.

Tomando en cuenta estos factores, la señal de ECG se suele establecer con un ancho de banda de 0,01-100 Hz. Para garantizar que las señales de ECG más útiles pasen a través de él, se eligió una frecuencia de corte (f_c) de 0,033 Hz, en lugar de 0,01 Hz, teniendo en cuenta las tolerancias de fabricación de componentes electrónicos. Z_2 se estableció en 6.8 mF para una respuesta más rápida. Por lo tanto, la resistencia Z_4 tiene un valor de:

$$Z_4 = \frac{1}{2\pi Z_2 f_c} = \frac{1}{2\pi (6.8 \times 10^{-6}) \cdot (0.033)} = 710 \text{ k}\Omega$$

Además, las resistencias Z_{10} y Z_{11} les pondremos los valores 806 y 13k ohmios lo que nos dará la siguiente ganancia:

$$G_{HPF} = 1 + \frac{Z_{11}}{Z_{10}} = 1 + \frac{13000}{806} = 17.13$$

4.3 Etapa 3. Filtro paso bajo

Después del HPF, la señal de ECG se envía a un filtro de paso bajo para eliminar sus componentes de ruido de alta frecuencia. El LPF es un filtro activo de Bessel de 5 orden en cascada que tiene una excelente respuesta transitoria y de fase lineal.¹⁸ En comparación, otros tipos de filtro, como el Chebychev, tienen un sobre impulso en su respuesta de magnitud de banda pasante y en su respuesta transitoria. Se necesitaron un total de tres filtros activos para formar este filtro.

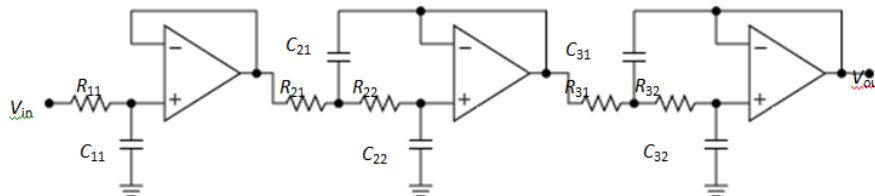


Ilustración 6.- Diagrama del circuito del LPF de Bessel activo de 5º orden

El primer filtro es un LPF activo de primer orden que tiene un polo real en su función de transferencia; el segundo y el tercer filtro tienen topologías Sallen-Key de segundo orden. La configuración de ganancia unitaria también requiere menos componentes: dos resistencias frente a cuatro resistencias en los diseños sin ganancia unitaria, lo que reduce el ruido térmico causado por las resistencias.

$$f_c = 160 \text{ Hz}$$

Sea m la relación de R_{21} y R_{22} , n la relación de C_{21} y C_{22} :

$$\begin{cases} R_{21} = mR \\ R_{22} = R \end{cases} \begin{cases} C_{21} = nC \\ C_{22} = C \end{cases}$$

Dejemos el factor $Q = 1$ (para un mejor rendimiento del filtro en la frecuencia de corte sin un sobre impulso significativo):

$$Q = 1 = \frac{\sqrt{R_{21}R_{22}C_{21}C_{22}}}{C_{22}(R_{21} + R_{22})} = \frac{\sqrt{mn}}{m + 1}$$

Elija m y determine n en función de la configuración de Q , si $m = 1$, entonces desde (10) $n = 4$

- Seleccione C y calcule R en función de f_c .

C no debe ser demasiado pequeño, ya que los valores bajos de los condensadores pueden dar lugar a errores significativos debido a la capacitancia parásita. Por lo tanto, elegimos $C = 0,068 \mu\text{F}$:

$$\begin{cases} C_{21} = 4 \cdot (0.068) = 0.272 \mu\text{F} \\ C_{22} = 0.068 \mu\text{F} \end{cases}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c \sqrt{mn}} = \frac{1}{2\pi \cdot (0.068 \times 10^{-6}) \cdot (160) \cdot \sqrt{(1)(4)}} = 7.318 \text{ k}\Omega$$

$$\begin{cases} R_{21} = mR = (1) \cdot (7.318) = 7.318 \text{ k}\Omega \\ R_{22} = R = 7.318 \text{ k}\Omega \end{cases}$$

Del mismo modo, el filtro 1 puede diseñarse dejando $f_c = 160$ Hz, $Q = 1$, $n = 4,5$, $m = 2$, $C = 0,068$ μF , y calculando $C_{11} = 0,068$ μF , $R_{11} = 14,628$ k; el filtro 3 diseñado como $C_{31} = 0,306$ μF , $C_{32} = 0,068$ μF , $R_{31} = 9,752$ k, y $R_{32} = 4,876$ k. Todos los op-amps del LPF son MCP6271. Este chip CMOS tiene un producto de ancho de banda de ganancia de 2 MHz y un margen de fase de 65°.

4.4 Etapa 4. Filtro Notch

Un filtro notch o de rechazo de banda se utiliza normalmente en la instrumentación biomédica para suprimir una determinada frecuencia o rango de frecuencias en las señales. Un filtro de hendidura en forma de «T» es una de las pocas redes RC capaces de proporcionar una hendidura profunda infinita en una frecuencia determinada. Dos filtros RC en forma de «T» combinados con un amplificador operacional MCP6271, como se muestra en la Figura 5a, forman un filtro de muesca activo.

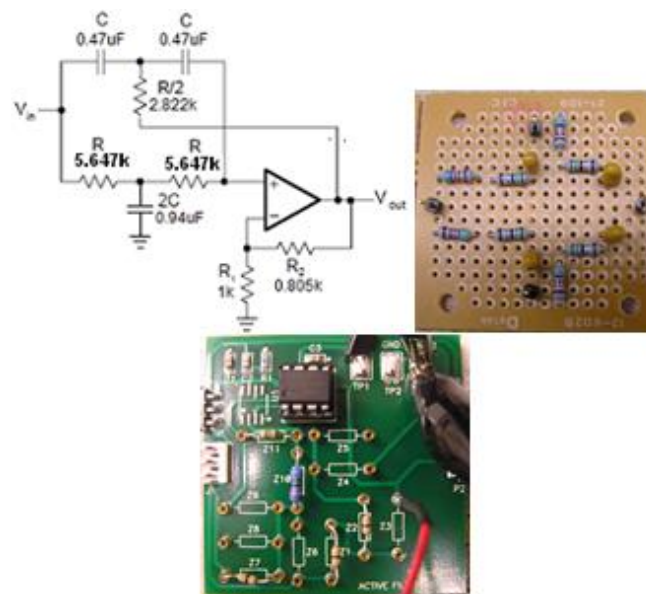


Ilustración 7.- El filtro notch Twin-T para eliminar el ruido de la línea eléctrica de 60 Hz (a) Placa de circuito del filtro notch: parte pasiva (b) y la parte activa (c)

Con $f_n = 60$ Hz y $C = 0,47$ μF , el valor de la resistancia en el filtro es:

$$R = \frac{1}{2\pi f_n C} = \frac{1}{2\pi \cdot (60) \cdot (0,47 \times 10^{-6})} = 5.647 \text{ k}\Omega$$

Otra ventaja de la configuración Twin-T es que el factor de calidad, Q , puede alterarse a través de la ganancia interna G sin modificar la frecuencia de corte f_n . Para conseguir un factor Q de aproximadamente 2,5, se eligieron resistencias de $R_1 = 1,0$ k Ω y $R_2 = 805$ Ω .

$$Q = \frac{R_1}{2(R_1 - R_2)} = \frac{1 \times 10^3}{2(1 \times 10^3 - 805)} = 2.564$$

La ganancia del filtro resultante es:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{806}{1000} = 1.806$$

El filtro de muesca diseñado se muestra en la Figura 5b y 5c muestra la parte pasiva del filtro Twin-T, mientras que la Figura 5c muestra la parte activa del filtro.

4.5 Etapa 5. Circuito de la pierna derecha

Se utiliza un circuito llamado circuito de la pierna derecha para cancelar la señal de modo común entre los electrodos del brazo izquierdo y derecho invirtiendo, amplificando y luego alimentando la señal al cuerpo a través del electrodo de la pierna derecha. Los electrodos se ponen en tres partes del cuerpo: un cable del brazo izquierdo, un cable del brazo derecho y un cable de la pierna derecha. Se utilizan dos amplificadores operacionales duales AD708: el primero actúa como un búfer con una ganancia de unidad, y el segundo actúa como un amplificador inversor. Se logró una ganancia de 68,19 con las resistencias de ganancia de 866 k Ω y 12,7 k Ω (es decir, $G = 866/12,7 = 68,19$). De la misma forma, se usa un condensador en el bucle de retroalimentación para mantener la estabilidad del circuito de la pierna derecha.

La resistencia de 499 k Ω en el extremo de salida limita la corriente conducida al cuerpo para la protección del paciente.

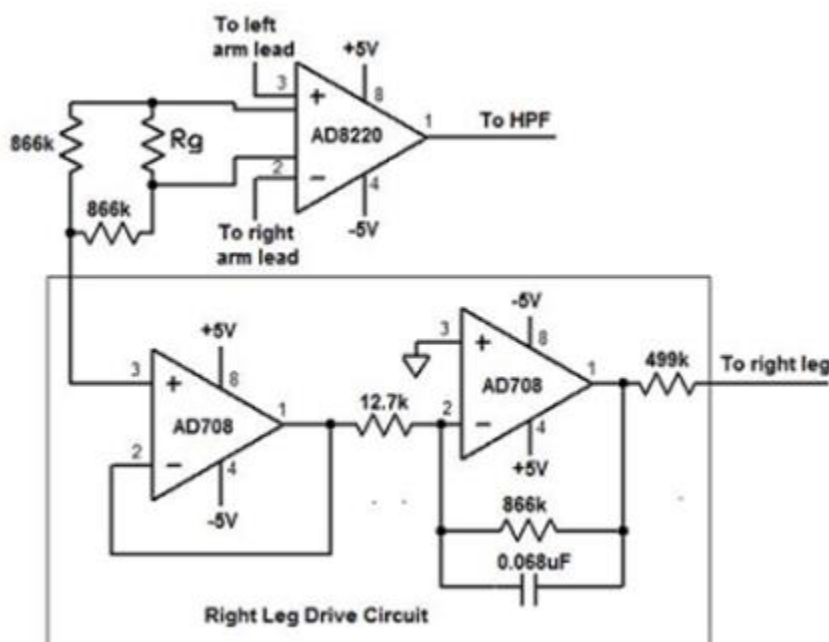


Ilustración 8.- El circuito de accionamiento de la pierna derecha utilizando dos AO AD708 y un AD8220

De esta manera tendríamos nuestro circuito ECG en un diagrama de bloques:

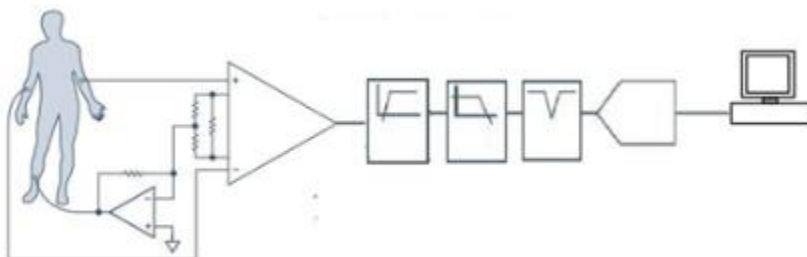


Ilustración 9.- Diagrama de bloques del ECG

5.1.2 Esquema de conexiones

En la Ilustración 12 se muestra el esquema de conexiones del circuito.

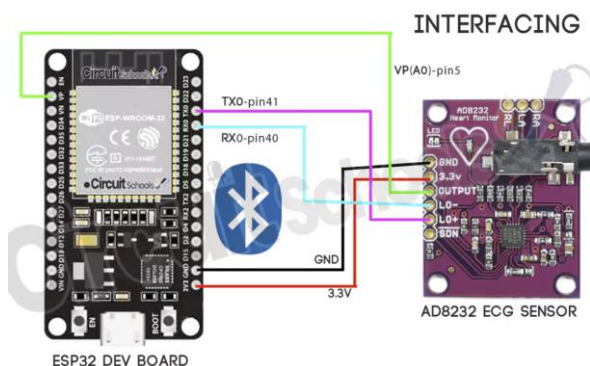


Ilustración 12.- Esquema de conexión del circuito

Las conexiones realizadas fueron:

ESP3266	AD8232 ECG Sensor	Color de Referencia
3V3	3.3V	
GND	GND	
TX0 (41)	LO+	
RX0 (40)	LO-	
VP	OUTPUT	

Tabla 1.- Tabla de conexiones

5.1.3 Montaje del sistema

En la Ilustración 13 e Ilustración 14 se muestra el prototipo del sistema hardware montado.

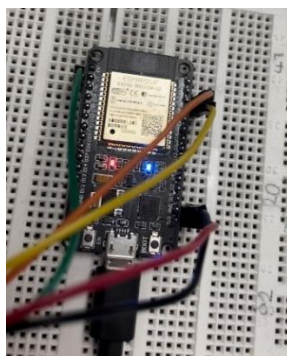


Ilustración 13.- Conexiones de la placa ESP3266

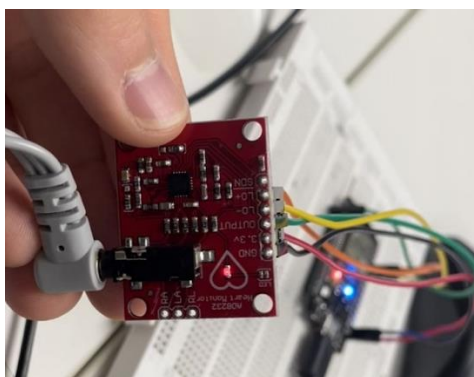


Ilustración 14.- Conexiones AD8232 ECG Sensor

5.2 Descripción del software

5.2.1 Código de Arduino

Tras realizar diversas búsquedas para poder hacer la conexión del módulo sensor a la placa ESP3266, hicimos la conexión a un dispositivo móvil mediante bluetooth.

```

/*****
Heart_Rate_Display over Bluetooth
Publisher: https://www.circuitschools.com
*****/
#include "BluetoothSerial.h"

#define LED_BUILTIN 2 //pin with LED to turn on when BT connected

BluetoothSerial ESP_BT; // Object for Bluetooth

// global vars
boolean BT_cnx = false;

void callback(esp_spp_cb_event_t event, esp_spp_cb_param_t *param){
  if(event == ESP_SPP_SRV_OPEN_EVT){
    Serial.println("Client Connected");
    digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);
    BT_cnx = true;
  }

  if(event == ESP_SPP_CLOSE_EVT){
    Serial.println("Client disconnected");
    digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW);
    BT_cnx = false;
    ESP.restart();
  }
}

void setup() {
  // initialize digital pin 2 as an output.
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(9600);
  Serial.println(); // blank line in serial ...
  pinMode(41, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(40, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
  //initialize the serial BT communication:
  ESP_BT.register_callback(callback);
  if(!ESP_BT.begin("ESP32_ECG")){
    Serial.println("An error occurred initializing Bluetooth");
  }else{
    Serial.println("Bluetooth initialized... Bluetooth Device is Ready to Pair...");
  }
}

void loop() {
  if((digitalRead(40) == 1)|| (digitalRead(41) == 1)){
    Serial.println('');
    ESP_BT.println('');
  }
  else{
    // send the value of analog input 0 to serial:
    Serial.println(analogRead(A0));
    //Do the same for bluetooth
    if(BT_cnx){
      ESP_BT.print('E'); // make the app Bluetooth Graphics
                        // (https://play.google.com/store/apps/details?id=com.emrctn.BluetoothGraphics&hl=en_US)
                        // work (as specified by the app)
      ESP_BT.println(analogRead(A0));
    }
  }
  //Wait a little to keep serial data from saturating
  delay(1);
}

```

Ilustración 15.- Código final del dispositivo en Arduino

El serial plotter lo que hace es sacar el valor de salida de la señal y representarlo en una gráfica que pertenece al Arduino, dentro del ordenador. Fue la primera prueba que hicimos ya que teníamos que ver si el circuito y el sensor funcionaban antes de intentar procesar la señal e intentar trasladarla a un display diferente.

6 Resultados obtenidos

Para comprobar el correcto funcionamiento del circuito, primero observamos los resultados en el serial plotter donde obtuvimos los resultados de la Ilustración 16.

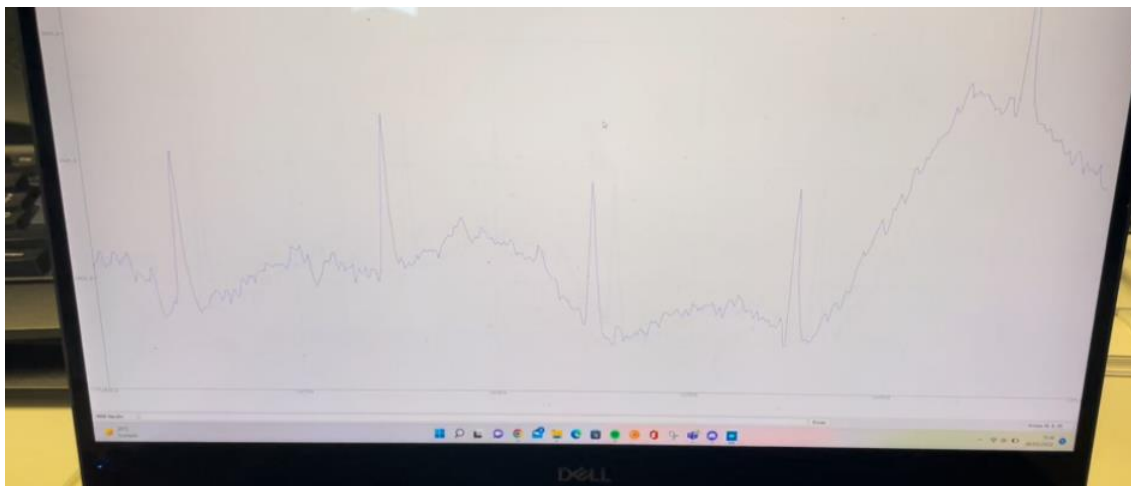


Ilustración 16.- ECG en Serial Plotter de Arduino

Una vez el resultado fue obtenido, pasamos a modificar el código incorporándole las funciones de bluetooth obteniendo exitosamente los resultados obtenidos en la .

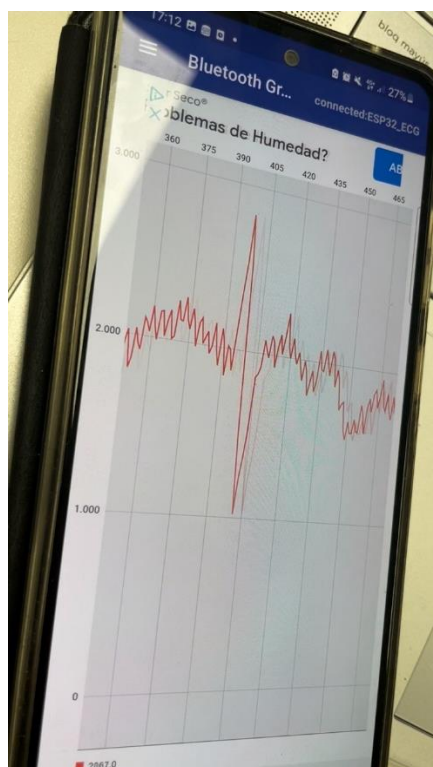



Ilustración 17.- ECG en Dispositivo Móvil con Bluetooth

 Universidad Europea	<p align="center">Electrocardiograma Julio Herreros, Desirée Rivera & Ignacio de Llano Electrónica Digital y Microprocesadores Universidad Europea de Madrid</p>	<p align="right">V3.0 Página 17 de 18 11/06/2022</p>
--	---	--


7 Conclusiones

El ECG es de mucha importancia ya que ayuda a detectar anomalías cardíacas y ayuda a prevenir o dar solución. De ahí que sea importante que la señal ECG se mida con exactitud y sea útil y preciso.

El diseño y construcción de un electrocardiograma no es una tarea fácil. Una de las razones es que es muy sensible a ruidos. Esto se debe a que los valores muy bajos de las frecuencias de los latidos del corazón, por consiguiente, son propensas a presentar ruido.

Asimismo, otro factor de que la complejidad del circuito es la seguridad que aporta al paciente al cual se le va a medir la señal ECG. Siempre hay que velar por la seguridad del paciente ya que en caso contrario podría salir electrocutado. Lo que garantiza esa seguridad son las altas impedancias que hay dentro de los amplificadores, el circuito de la pierna derecha y las repartidas en todo el circuito.

El trabajo realizado, cumplió con las expectativas desde el principio. Aunque a lo largo del desarrollo se nos presentaron diversos problemas, entre ellos que la primera placa ESP3266 tenía defectos y tardaba en realizar las operaciones necesarias alrededor de 5 minutos, por lo que decidimos cambiar la placa por otra diferente. De todas formas el trabajo se completó por completo tras realizar pruebas de conexión y adaptación en el Bluetooth.

 Universidad Europea	<p style="text-align: center;">Electrocardiograma Julio Herreros, Desirée Rivera & Ignacio de Llano Electrónica Digital y Microprocesadores Universidad Europea de Madrid</p>	<p style="text-align: right;">V3.0 Página 18 de 18 11/06/2022</p>
--	---	---

8 Bibliografía

"Design of an ECG sensor circuitry for cardiovascular disease"

<https://medcraveonline.com/IJBSBE/design-of-an-ecg-sensor-circuitry-for-cardiovascular-disease-diagnosis.html>. Se consultó el 11 jun. 2022.

Electrocardiogramme (ECG) | Fondation des maladies du cœur."

<https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/tests/%C3%A9lectrocardiogramme>. Se consultó el 29 mayo. 2022.

"Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de

bioseñales" <http://www.dalcame.com/wdescarga/ecg12.pdf>. Se consultó el 6 jun. 2022.

"Conception et Réalisation D'un électrocardiographe « ECG." 15 jun. 2014,

[https://www.researchgate.net/profile/Mohammed-](https://www.researchgate.net/profile/Mohammed-Tedjini/publication/349302950_Conception_et_Realisation_D'un_electrocardiographe_ECG_numerique/links/602935cc4585158939a2c12a/Conception-et-Realisation-Dun-electrocardiographe-ECG-numerique.pdf)

[Tedjini/publication/349302950_Conception_et_Realisation_D'un_electrocardiographe_ECG_numerique/links/602935cc4585158939a2c12a/Conception-et-Realisation-Dun-electrocardiographe-ECG-numerique.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Mohammed-Tedjini/publication/349302950_Conception_et_Realisation_D'un_electrocardiographe_ECG_numerique/links/602935cc4585158939a2c12a/Conception-et-Realisation-Dun-electrocardiographe-ECG-numerique.pdf). Se consultó el 25 may. 2022.

"DIY ECG With Analog Discovery Studio and LabVIEW - Digilent."

<https://digilent.com/reference/test-and-measurement/analog-discovery-studio/ecg-demo/start>. Se consultó el 11 jun. 2022.