



Formación para la Investigación

EISI, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Universidad Industrial de Santander

Construimos Futuro



# Construcción de un electrocardiógrafo de bajo costo utilizando Arduino UNO y sensor de pulso.

---

**Laura Camila Díaz Delgado. Estudiante - Ingeniería de Sistemas.**

**Diego Alejandro Arévalo Quintero - Ingeniería de Sistemas.**

**Josué Fernando Rodríguez de la Rosa - Ingeniería de Sistemas.**

"Los electrocardiógrafos son instrumentos que nos permiten ver el latido de nuestro corazón, el ritmo de nuestra vida. Son como un espejo que refleja nuestra salud, nuestras emociones, nuestros sueños. Gracias a ellos, podemos detectar y prevenir problemas cardiacos, y cuidar mejor de nuestro órgano más vital. Los electrocardiógrafos son los guardianes de nuestro corazón."

*Laura Camila Díaz Delgado*

## Resumen

En la actualidad, los estilos de vida sedentarios y poco saludables están generando graves consecuencias para la salud de las personas. Uno de los cambios más evidentes es el deterioro de la salud cardiovascular de la población, lo cual se refleja en las estadísticas oficiales y en el aumento de dispositivos médicos utilizados para tratar enfermedades del corazón. Este proyecto tiene como objetivo desarrollar y diseñar un dispositivo electro-médico, en particular un electrocardiógrafo analógico, que, en combinación con una placa de desarrollo Arduino, permita la adquisición y procesamiento de señales de electrocardiogramas ECG. Para lograrlo, se lleva a cabo una investigación exhaustiva de los fundamentos físicos, biológicos y electrónicos, con el propósito de respaldar cada etapa del proceso de desarrollo del dispositivo. A continuación, se describen las diferentes fases del proyecto, desde la recopilación de requisitos hasta la fabricación final del dispositivo y las pruebas correspondientes. Con este proyecto, se resalta la importancia de un enfoque multidisciplinario que abarque diversos campos, como el médico y el electrónico.

*Palabras clave: Electrocardiógrafo, ECG, Cardiovascular, Arduino, Electromagnetismo.*



## INTRODUCCIÓN

El sistema circulatorio es uno de los sistemas más vitales del cuerpo humano, siendo el corazón el órgano central que asegura el funcionamiento de los demás sistemas. Sin embargo, el corazón puede verse afectado por diversas enfermedades como fibrilación, infarto de miocardio, arritmias, entre otras.

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) representan la principal causa de morbilidad y mortalidad en los países desarrollados. En España, estas enfermedades son responsables de más del 45% de los fallecimientos en personas mayores de 65 años, además de ser la segunda causa de deterioro funcional y pérdida de independencia. En 1992, la tasa de mortalidad por ECV en personas mayores de 65 años fue de 21,17 por cada 1.000 habitantes, con cifras de 0,55 por cada 1.000 habitantes para enfermedad hipertensiva, 5,2 por cada 1.000 habitantes para cardiopatía isquémica (CI) y 7,02 por cada 1.000 habitantes para enfermedad cerebrovascular (INE, 1995) (Sáez et al., 1998). Aunque se ha observado una disminución en el número de muertes por ECV, estas siguen siendo la principal causa de fallecimiento y discapacidad (Bertuccio et al., 2011). Según el informe del Instituto Nacional de Estadística de febrero de 2017 (INE, 2015), el 32.4% de las defunciones se atribuyen a enfermedades cardiovasculares, lo cual constituye una cifra significativa que las sitúa como la principal causa de muerte, seguidas por los tumores.

Sin embargo, las muertes causadas por enfermedades cardiovasculares no son uniformes en todos los grupos de edad, ya que algunos son más propensos que otros a sufrir estas enfermedades. Esta disparidad se refleja claramente en las estadísticas de defunción recopiladas por el Instituto Nacional de Estadística en el año 2014.

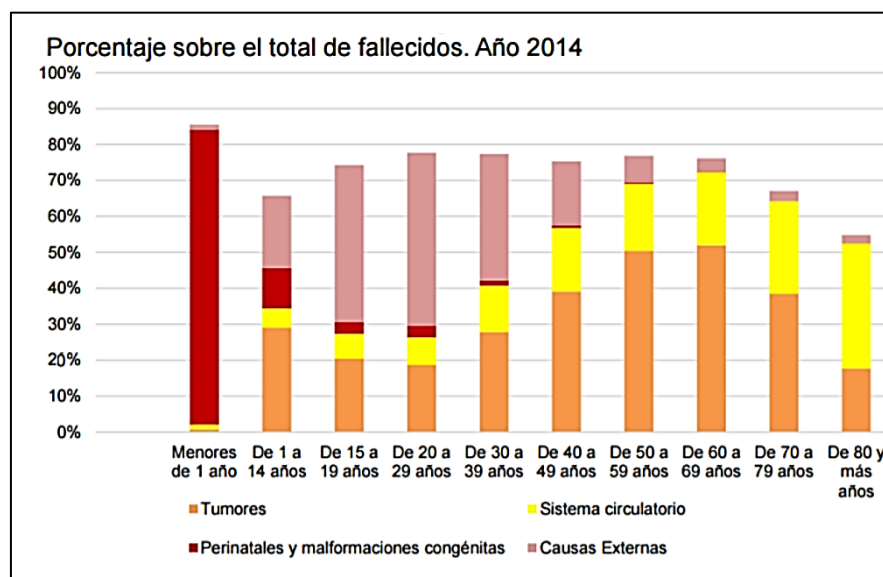


Figura 1, Gráfica de mortalidad de 2014



Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2015, las enfermedades cardiovasculares (ECV) se han convertido en la principal causa de muerte a nivel mundial. En el año 2012, se estima que 17.5 millones de personas fallecieron por estas enfermedades, lo que representa el 31% de todas las muertes registradas. De estas muertes, 7.4 millones fueron atribuidas a enfermedad coronaria y 6.7 millones a accidentes cardiovasculares (ACV). La mayoría de las ECV son prevenibles mediante la actuación sobre factores de riesgo como el consumo de tabaco, dietas poco saludables, obesidad, inactividad física y consumo excesivo de alcohol. Estrategias que abarquen a toda la población son fundamentales para combatir estas enfermedades. Para aquellos individuos con ECV o alto riesgo cardiovascular debido a factores como hipertensión arterial, diabetes, hiperlipidemia o enfermedades cardiovasculares previas, es crucial la detección temprana y el tratamiento oportuno a través de servicios de orientación y medicación correspondiente.

En la población, existen dos grupos de riesgo cardiovascular: alto riesgo y bajo/moderado riesgo. El grupo de bajo/moderado riesgo comprende aproximadamente el 90% de la población, sin embargo, entre el 55% y el 80% de los eventos cardiovasculares ocurren en este grupo. En el mundo, hay pocos estudios que describan el riesgo cardiovascular en la población, y estos estudios presentan limitaciones. En el caso de la población colombiana y de sociedades con características similares, se considera que el grupo de 40 a 65 años tiene un riesgo principalmente moderado en hombres y bajo en mujeres. Sin embargo, también hay un número considerable de individuos con riesgo alto/muy alto.

Actualmente, se está investigando y desarrollando técnicas de monitorización y detección de patrones de riesgo cardiovascular en el grupo de personas mayores de 65 años, que se considera de alto riesgo. No obstante, no se deben pasar por alto los diferentes entornos de riesgo para la población sin enfermedades cardiovasculares, especialmente en trabajadores de diversos sectores industriales como fábricas, instalaciones eléctricas y áreas con campos magnéticos de alta potencia, donde, aunque pueden tener un impacto leve en la función cardíaca, representan un riesgo a largo plazo o en exposiciones intensas.

Todos los grupos mencionados anteriormente comparten características comunes que los hacen susceptibles a las enfermedades cardiovasculares. Es ampliamente conocido que los hábitos de la sociedad actual han experimentado cambios significativos en comparación con épocas anteriores. El sedentarismo es una de las causas principales del deterioro de la salud de la población, lo cual ha llevado a un aumento en los casos de obesidad, considerada por la OMS como una de las enfermedades más extendidas en el mundo. La obesidad tiene un impacto significativo en el rendimiento del corazón, desde la obstrucción de las arterias coronarias hasta el aumento de la resistencia vascular y el gasto cardíaco. Estos factores pueden resultar en un mal funcionamiento del corazón y un mayor riesgo cardiovascular. Además, los hábitos alimentarios han experimentado grandes cambios, incorporando grasas procesadas, especialmente de origen animal, y grasas hidrogenadas, lo cual contribuye a la obstrucción y el endurecimiento de las arterias, trastornos metabólicos y un aumento en los casos de alto riesgo de enfermedad coronaria.



Por último, es importante destacar que el deterioro de la salud cardiovascular de un paciente conlleva serios problemas tanto para la familia como para el sistema sanitario, generando una gran carga económica. Los costos asociados con el mantenimiento o la intervención de un corazón o sistema vascular disfuncional son muy elevados, por lo que la prevención se ha convertido en un tema de gran interés para maximizar la eficiencia del sistema sanitario.

## ESTADO DEL ARTE

La evolución de los dispositivos de electrocardiografía (ECG) ha sido rápida desde los primeros desarrollos en el siglo XIX. Alexander Muirhead se atribuye el desarrollo del primer aparato de ECG conocido en 1872 en el hospital de St Bartholomew's, el cual consistía en cables sueltos sin aislante colocados en las muñecas de los pacientes con fiebre (Ronald M. Birse, 1980). Sin embargo, se considera a August Waller como el principal pionero en este campo. Su ECG estaba basado en un electrómetro de Lippmann que fue modificado para lograr una amplificación mediante un proyector. La señal en tiempo real del ECG de la persona se mostraba en una placa conectada a un tren de juguete para generar movimiento.

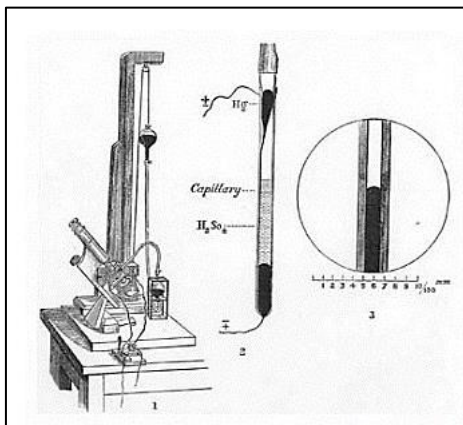
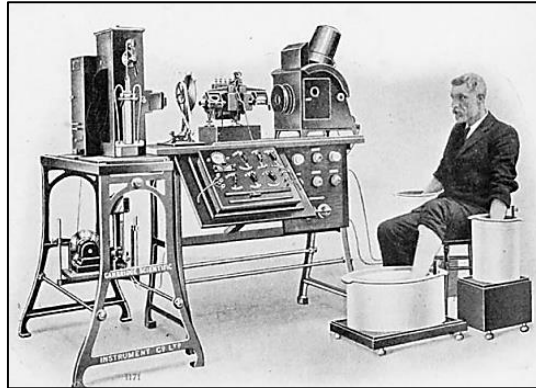


Figura 2, Diseño del primer ECG en 1872.

Un avance significativo llegó en 1901 con Willem Einthoven, quien desarrolló un electrocardiógrafo basado en un galvanómetro de cuerda. Este primer electrocardiógrafo práctico fue presentado en congresos internacionales y tuvo un impacto considerable. Einthoven asignó las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones teóricas de la onda en el ECG (Hurst, 1998). Utilizando el electrocardiógrafo, Einthoven verificaba si la conexión de los cables era correcta mediante el análisis de estas deflexiones teóricas. Además, logró identificar diversas enfermedades cardíacas mediante la aplicación de este dispositivo. Como resultado de sus contribuciones, Einthoven recibió el Premio Nobel de Medicina en 1924 (Rivera-Ruiz et al., 2009; Cooper, 1986).



*Figura 3, Pruebas experimentales del electrocardiógrafo de Einthoven.*

En 1937, Taro Takemi diseñó el primer electrocardiógrafo portátil, marcando un hito en el desarrollo de estos dispositivos. A partir de ese momento, los electrocardiógrafos se volvieron principalmente portátiles debido a su facilidad de uso. En la actualidad, las máquinas de ECG han evolucionado significativamente, con tecnología más avanzada y robusta. Se utilizan sistemas de instrumentación asistidos por computadora que permiten un mayor procesamiento de la señal y diferentes formas de análisis.



*Figura 4, Primer electrocardiógrafo portátil*

La estructura biológica del cuerpo humano es altamente compleja, por lo que es crucial tener un entendimiento de los conceptos biológicos y el funcionamiento de los distintos órganos al diseñar dispositivos que interactúen con ellos.

El sistema circulatorio es uno de los sistemas clave del cuerpo humano, compuesto por tres componentes: el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre. El corazón bombea la sangre a través de los vasos sanguíneos, la cual transporta oxígeno y nutrientes hacia las células del organismo, y recoge los desechos celulares como dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) y compuestos nitrogenados derivados del metabolismo celular. Además, la sangre regula el equilibrio ácido-base (pH), la



temperatura y el contenido de agua de los líquidos corporales. También, los componentes sanguíneos ayudan a defender el cuerpo contra posibles agentes patógenos y a reparar los vasos sanguíneos dañados.

En cualquier proyecto tecnológico orientado a la salud, es fundamental contar con la información y los conocimientos necesarios para desarrollar el sistema de manera adecuada. Sin ellos, no se podrían comprender conceptos clave como el origen de las señales cardíacas, el gasto cardíaco debido a la presión en el sistema vascular y la frecuencia cardíaca, que refleja el esfuerzo del corazón y se traduce en un patrón de electrocardiograma específico. Este ejemplo ilustra la importancia de contar con un conocimiento integral de las distintas partes involucradas en proyectos multidisciplinarios. Sin la información adecuada, el sistema final sería defectuoso.

El corazón es un órgano que tiene la capacidad de generar de manera autónoma y rítmica una corriente eléctrica. Esta característica es esencial para que el corazón pueda latir y mantener el funcionamiento adecuado del sistema circulatorio. La fuente de esta actividad eléctrica proviene de una red de fibras musculares cardíacas especializadas llamadas fibras automáticas, las cuales tienen la capacidad de auto excitarse (Tortora y Derrickson, 2007).

En el corazón, solo aproximadamente el 1% de las células son auto excitables, pero desempeñan un papel crucial en su funcionamiento. Estas células tienen dos funciones principales. En primer lugar, actúan como marcapasos, generando la excitación eléctrica rítmica que provoca la contracción de los músculos cardíacos. En segundo lugar, forman el sistema de conducción del corazón, proporcionando un camino para que cada ciclo de excitación cardíaca progrese de manera ordenada a través del corazón.

El potencial de acción de las células cardíacas es diferente al de otras células del cuerpo. Para entender esta diferencia, es necesario comprender qué es un potencial de acción. El potencial de acción es un impulso o una descarga eléctrica que se produce cuando un estímulo eléctrico supera el umbral de excitación de la célula, desencadenando un intercambio de iones entre el medio intracelular y extracelular. Este fenómeno se rige por el principio del "todo o nada", lo que significa que solo se producirá si el estímulo es lo suficientemente intenso como para alcanzar el umbral de excitación. Una vez que la célula se excita y se activa el potencial de acción, se produce un intercambio de iones como sodio ( $\text{Na}^+$ ), potasio ( $\text{K}^+$ ), calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) y en menor medida cloro ( $\text{Cl}^-$ ), a través de la membrana celular, generando un flujo de potencial dinámico e inestable.

El potencial de acción ha sido objeto de estudio por diversos investigadores, siendo uno de los estudios más significativos el realizado por A. L. Hodgkin y A. F. Huxley, quienes realizaron investigaciones cuantitativas de las corrientes de iones entre las membranas utilizando axones de calamar de gran tamaño. A partir de estos estudios, se obtuvieron gráficos del potencial de acción y se proporcionó una explicación química del fenómeno (Hodgkin y Huxley, 1952a, b). El modelo eléctrico de la membrana celular se extrapoló a partir del estudio de este potencial. En el contexto de este trabajo, es relevante destacar que el potencial de acción de las células musculares cardíacas es el fenómeno físico que se podrá registrar mediante el dispositivo electro-médico que se está





diseñando. El estudio del potencial de acción como modelo eléctrico de las células musculares se abordará más adelante.

El potencial de acción consta de tres fases principales: despolarización, meseta (específica de las células cardíacas) y repolarización (ver Fig. 2.1):

1. **Despolarización:** Cuando una célula alcanza el umbral de excitación debido a los potenciales de acción generados por células vecinas, se producen la apertura de los canales de sodio ( $\text{Na}^+$ ), lo que provoca una rápida entrada de iones de sodio a través de ellos. Esta entrada de  $\text{Na}^+$  causa una despolarización de la membrana, disminuyendo la diferencia de potencial y llevando a la carga positiva durante un breve período de tiempo.
2. **Meseta:** Después de la despolarización, se produce un período de despolarización sostenida conocido como la meseta. Durante esta fase, los canales de calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) regulados por voltaje se abren lentamente, mientras que los canales de potasio ( $\text{K}^+$ ) también permanecen abiertos. El ingreso lento de  $\text{Ca}^{2+}$  al interior de la célula y la salida de  $\text{K}^+$  contribuyen a mantener la despolarización.
3. **Repolarización:** Después de un retraso, que es particularmente prolongado en el músculo cardíaco en comparación con otras células como las neuronas, los canales de potasio dependientes del voltaje se abren, permitiendo la salida de iones de potasio ( $\text{K}^+$ ), lo que restablece el potencial de membrana de reposo negativo ( $-90 \text{ mV}$ ). Al mismo tiempo, los canales de calcio en la membrana y en el retículo sarcoplásmico se cierran, lo que también contribuye a la repolarización.

Estas fases del potencial de acción son fundamentales para el correcto funcionamiento y la contracción coordinada del músculo cardíaco.

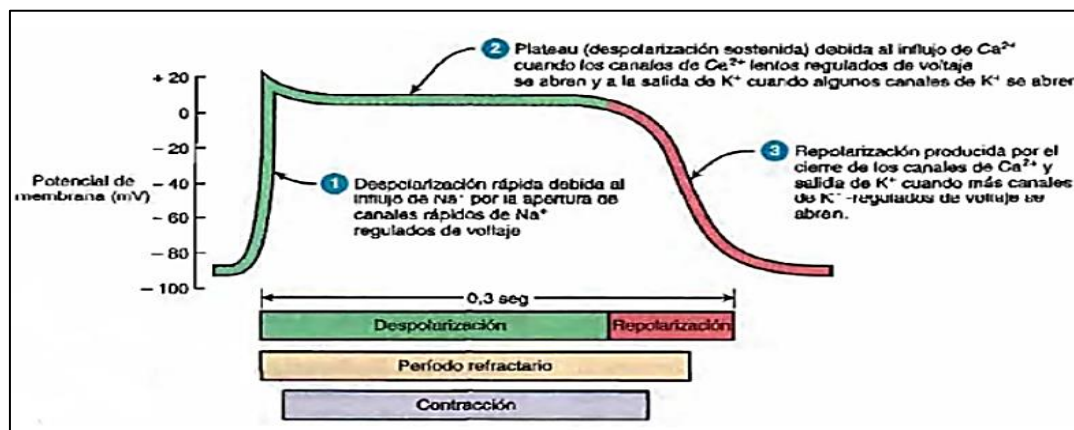


Figura 5, Fases del potencial de acción



En el corazón, se genera una corriente eléctrica que fluye a través de él y permite que realice su función. Cuando se produce un impulso eléctrico en el corazón, esta corriente también se propaga hacia los tejidos circundantes, llegando hasta la superficie corporal donde se puede detectar mediante electrodos. Con el adecuado procesamiento de la señal, esta corriente eléctrica puede ser monitorizada y analizada externamente. Es este fenómeno el que da lugar a la existencia de los electrocardiogramas, que son dispositivos utilizados para capturar y monitorear la actividad eléctrica del corazón. En el siguiente análisis, se examinarán detalladamente las características del electrocardiograma basándonos en el Compendio de fisiología médica de J. E. Hall (Hall, 2012).

Un electrocardiograma normal o típico se compone de tres ondas principales:

1. **Onda P:** Esta onda es producida por los potenciales eléctricos generados durante la despolarización de las aurículas antes de su contracción muscular. La onda P se observa poco después de la despolarización en el nodo sinoauricular.
2. **Complejo QRS:** Este complejo se forma a partir del potencial eléctrico generado durante la despolarización de los ventrículos antes de su contracción. Representa la actividad eléctrica ventricular.
3. **Onda T:** Esta onda es producida por los potenciales generados durante la repolarización de los ventrículos.

Además de estas ondas, en algunas situaciones se puede observar una onda U. La onda U tiene un origen incierto y puede aparecer después de la onda T, asociada con fenómenos como la repolarización tardía del sistema de conducción intraventricular o las fibras de Purkinje, aunque su explicación aún no está completamente aceptada (Riera et al., 2008).

Un resumen visual de este funcionamiento se puede observar en la siguiente imagen, que muestra la relación entre las partes anatómicas excitadas y las ondas correspondientes en el electrocardiograma.

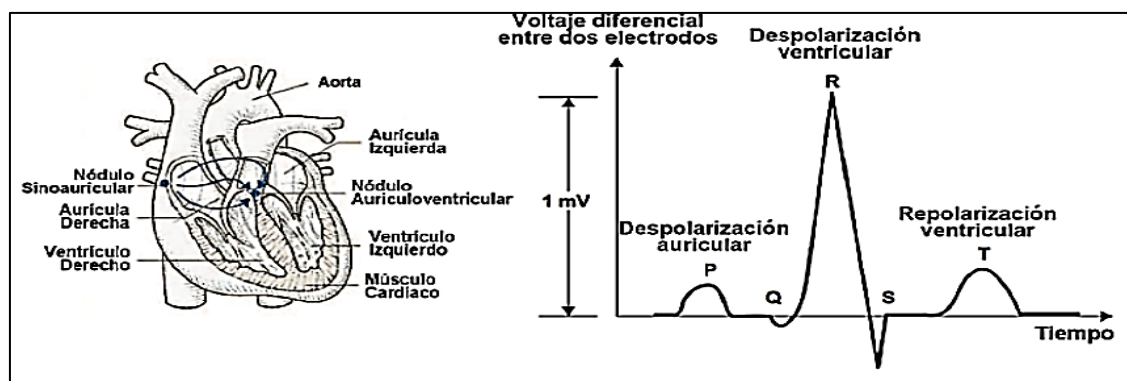


Figura 6, relación entre la estimulación y las ondas representativas del electrocardiograma.





Durante el proceso de activación del corazón, se generan corrientes cerradas que circulan sobre la superficie de la cavidad torácica, la cual se considera un conductor sin fuentes ni tierra. Estas corrientes son recogidas por el electrocardiograma para su posterior procesamiento. En este modelo eléctrico, el corazón se visualiza como un generador de corriente equivalente.

En cada instante de la secuencia de activación ventricular, la actividad eléctrica del corazón se puede representar como un dipolo de corriente equivalente neta. Este dipolo se considera el centro eléctrico del corazón, y es importante destacar que su magnitud y orientación pueden variar con el tiempo. La contracción ventricular ocurre de manera secuencial en diferentes regiones, lo que da lugar a una variación en el dipolo de corriente equivalente neto. Por lo tanto, se considera que cada región activa del corazón genera un dipolo de corriente local.

La frecuencia cardíaca promedio en una persona sin condiciones cardíacas significativas es de aproximadamente 70 latidos por minuto (ppm), aunque puede variar entre 30 y 200 ppm. La amplitud de las señales en un electrocardiograma puede variar entre 0.1 mV y 5 mV, dependiendo de la distancia entre los electrodos y el corazón. En general, a mayor distancia entre los electrodos, mayor será la amplitud de la señal registrada. La mayor parte de la energía de la señal de un electrocardiograma se encuentra en un rango de frecuencia entre 0.01 y 250 Hz. Sin embargo, para fines de monitorización y medición de la frecuencia cardíaca, a veces se limita el ancho de banda a un rango de frecuencia entre 0.5 y 40 Hz (Webster, 2009).

La frecuencia cardíaca es un indicador importante de la salud cardiovascular y puede variar en función de diversos factores. Por encima de 100 latidos por minuto, el aumento de los latidos cardíacos puede ser causado por situaciones diarias como emociones fuertes, ataques de pánico o ansiedad, práctica de ejercicios, fiebre, esfuerzo físico, uso de medicamentos, presión arterial alta, ingesta de alcohol o cafeína, así como por enfermedades cardíacas y otras afecciones médicas.

En casos de presión arterial elevada, con valores por encima de 140/90 mmHg, se puede experimentar taquicardia, y si la presión continúa aumentando, existe un riesgo de infarto. Los síntomas que pueden indicar un infarto incluyen dolor en el pecho o en el brazo, sensación de mala digestión, mareos y sudor frío. En tales situaciones, es importante buscar atención médica de inmediato.

Por otro lado, cuando la frecuencia cardíaca es inferior a 60 latidos por minuto, puede ser resultado de factores como el envejecimiento o el uso de medicamentos cardíacos específicos. Sin embargo, una frecuencia cardíaca baja también puede indicar problemas cardíacos como bloqueo cardíaco o disfunción del nódulo sinusal, especialmente si se acompaña de síntomas como mareos, cansancio o falta de aire. En estos casos, se recomienda consultar a un cardiólogo para realizar exámenes y recibir un diagnóstico adecuado, así como iniciar un tratamiento si es necesario.



Formación para la Investigación

EISI, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Universidad Industrial de Santander

Construimos Futuro



## OBJETIVOS:

### 1. OBJETIVO GENERAL

- a. Construir un electrocardiógrafo de bajo costo utilizando arduino para mejorar la atención médica en áreas rurales de países en desarrollo.

### 2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a. Diseñar el circuito electrónico y el software para el electrocardiógrafo.
- b. Realizar pruebas y ajustes en el electrocardiógrafo para garantizar su funcionalidad y precisión.
- c. Difundir el diseño y la construcción del electrocardiógrafo.

## METODOLOGÍA

El diseño metodológico de este proyecto se realizó de la siguiente manera:

1. Investigación de los componentes necesarios y diseño del circuito electrónico y software: Se llevará a cabo una investigación detallada de los componentes necesarios para construir el electrocardiógrafo de bajo costo utilizando arduino. Se evaluará la disponibilidad de los componentes en el mercado y se seleccionarán aquellos que sean de bajo costo y de fácil adquisición. Una vez que se han seleccionado los componentes necesarios, se procederá al diseño del circuito electrónico y del software para el electrocardiógrafo. Se utilizarán herramientas de software como Fritzing y Eagle para diseñar el circuito electrónico, y se programará el microcontrolador mediante el IDE arduino para controlar el funcionamiento del electrocardiógrafo.

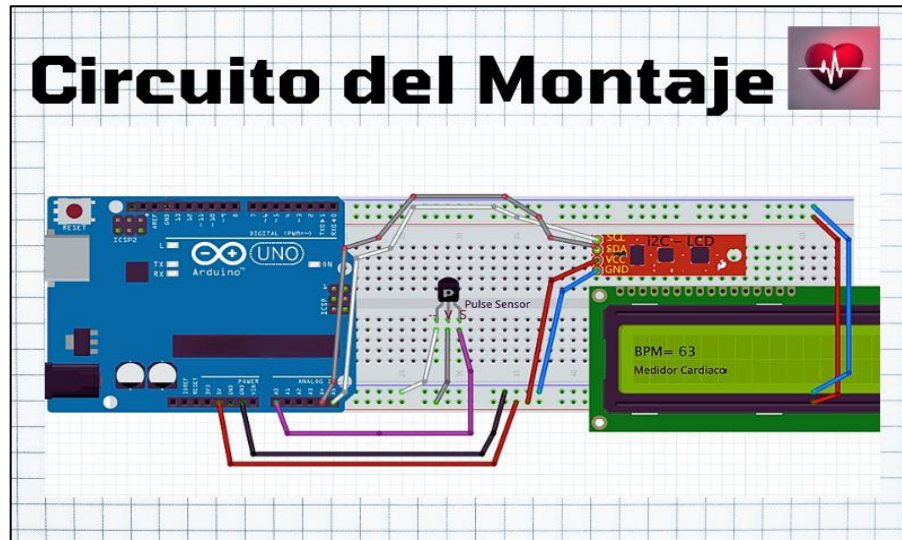


Figura 7, Circuito del electrocardiógrafo.

2. Construcción del prototipo: Una vez que se ha diseñado el circuito electrónico y el software, se procederá a construir el prototipo del electrocardiógrafo. Se soldarán los componentes en una placa de circuito impreso y se integrará el microcontrolador arduino en el prototipo. Este prototipo fue realizado con los siguientes materiales siguiendo el circuito:

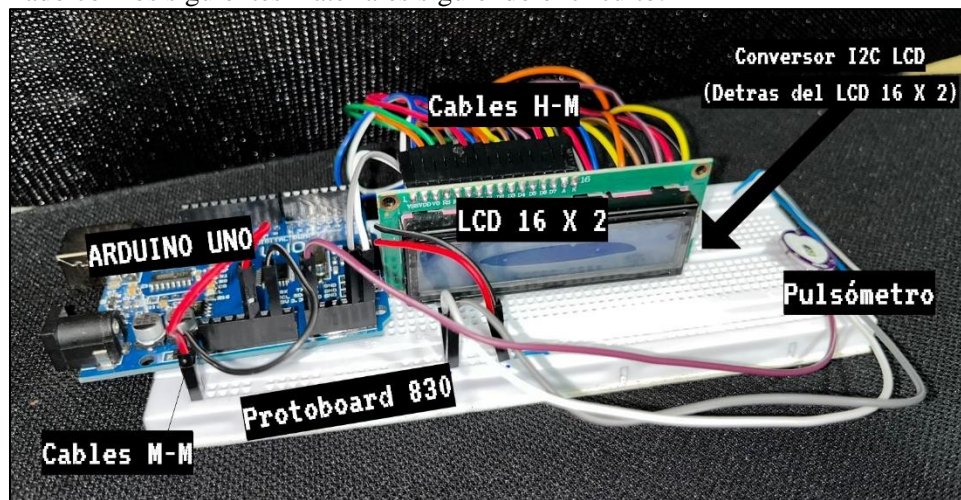


Figura 8, materiales del Prototipo de electrocardiógrafo.

Como primera medida, la placa electrónica con microcontrolador integrado Arduino UNO se conecta mediante el cable de datos al computador que cumple la función de la batería, posteriormente se energiza la protoboard mediante dos cables macho-macho (el positivo sale del 5V y el negativo del GND, pines del Arduino) conectados en los extremos respectivos de la



protoboard. Continuando encontramos la pantalla LCD 16x2 lo que significa que tiene 16 pines de salida y dos filas, cada pin va conectado en un orificio de la protoboard, manteniendo la relación 1 a 1 y conservando el orden, se conecta paralelamente el conversor I2C que cuenta igualmente con 16 pines de salida, es decir, el pin 1 de la pantalla LCD va conectado paralelamente al pin 1 del conversor I2C y así sucesivamente. Por otra parte, utilizando cables macho-hembra, desde el pin analógico A4 se conecta a la salida SDA del conversor I2C, y del pin analógico A5 a la salida SCL del mismo, mientras que la salida VCC va a la sección positiva de la protoboard y la salida GND va al negativo de la protoboard. Continuando encontramos el pulsómetro o sensor de pulso, el cual cuenta con sus cables soldados en la parte trasera del mismo, un positivo y un negativo que van a la protoboard respectivamente como en el caso anterior y un cable de señales conectado al pin analógico A0 del Arduino.

3. Desarrollo del código: El código se compone de dos partes, la primera es el archivo `ecg.ino` que se comporta de la siguiente manera
  1. Se importa la biblioteca "LiquidCrystal\_I2C" para controlar la pantalla LCD a través de la interfaz I2C.
  2. Se crea una instancia del objeto "lcd" para manejar el LCD con la dirección I2C correspondiente.
  3. Se define la variable "pulsePin" para indicar el pin al que está conectado el sensor de pulsos (en este caso, el pin A0).
  4. Se declaran variables volátiles para almacenar las pulsaciones por minuto (BPM), la entrada de datos del sensor de pulsos (Signal), el tiempo entre pulsaciones (IBI), y las banderas para indicar si hay un pulso (Pulse) o si el Arduino está buscando un pulso (QS).
  5. En el método "setup()", se configura el pin 13 como salida para controlar un LED y se inicializa el LCD y el puerto serial.
  6. También se llama al método "interruptSetup()" para configurar la interrupción que se utiliza para leer el sensor de pulsos cada 2ms.
  7. En el método "loop()", se lee el valor del sensor de pulsos y se compara con un umbral para encender o apagar el LED conectado al pin 13.
  8. Se muestra el valor de BPM en la pantalla LCD y se imprime el valor del pulso en el puerto serial.
  9. Si la bandera QS es verdadera, indica que el Arduino está buscando un pulso del corazón y se restablece la bandera.



```

1 // Medidor de pulso cardiaco
2
3 // Visualiza en LCD 16x2 el valor de BPM, grafica el ritmo cardiaco por el Serial Plotter y pulso por el pin 13
4 // Conexion Sensor Pulsos -> Arduino UNO: S -> A0 , Vcc -> 5V , (-) -> GND
5 // Conexion i2C -> Arduino UNO: SCL-> A5 SDA->A4 VCC->5V GND->GND
6
7 #include <LiquidCrystal_I2C.h>
8 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // inicializa la interfaz I2C del LCD 16x2
9 int pulsePin = 0; // Sensor de Pulso conectado al puerto A0
10 // Estas variables son volatiles porque son usadas durante la rutina de interrupcion en la segunda Pestaña
11 volatile int BPM; // Pulsaciones por minuto
12 volatile int Signal; // Entrada de datos del sensor de pulsos
13 volatile int IBI = 600; // tiempo entre pulsaciones
14 volatile boolean Pulse = false; // Verdadero cuando la onda de pulsos es alta, falso cuando es Baja
15 volatile boolean QS = false; // Verdadero cuando el Arduino Busca un pulso del Corazon
16
17 void setup(){
18   pinMode(13, OUTPUT);
19   lcd.init(); // Se inicializa el LCD 16x2
20   lcd.backlight();
21   lcd.clear();
22   Serial.begin(9600); // Puerto serial configurado a 9600 Baudios
23   interruptSetup(); // Configura la interrupcion para leer el sensor de pulsos cada 2mS
24 }
25
26 void loop(){
27   int pulso = analogRead(A0); //Lee el valor del pulsometro conectado al puerto Analogo A0
28   if (pulso >= 515) { // Enciende led 13 cuando el pulso pasa de un valor (debe ajustarse)
29     digitalWrite(13, HIGH);
30   }
31   else{
32     digitalWrite(13, LOW);
33   }
34   lcd.setCursor(1,0); //Muestra en el LCD el valor de BPM
35   lcd.print("BPM= ");
36   lcd.print(BPM);
37   lcd.print(" ");
38   //Serial.print("BPM = "); Serial.println(BPM); //Habilitar estas linea para ver BPM en el monitor serial pero deshabilitar la siguiente
39   Serial.println(pulso); // envia el valor del pulso por el puerto serie (desabilitarla si habilita la anterior linea)
40   if (QS == true){ // Bandera del Quantified Self es verdadera cuando el Arduino busca un pulso del corazon
41     QS = false; // Reset a la bandera del Quantified Self
42   }
43 }

```

*Código 1, ecg.ino*





La segunda parte del código es el archivo interrupt.ino: en esta sección se definen variables y se implementa una interrupción para realizar el procesamiento y cálculo del pulso cardíaco. Utiliza técnicas de detección y análisis de la forma de onda del pulso para identificar y medir el tiempo entre latidos, lo que permite calcular el ritmo cardíaco en latidos por minuto (BPM). Esta información es esencial para monitorear y evaluar la salud cardiovascular de una persona. La implementación de esta lógica dentro de una rutina de interrupción garantiza un procesamiento constante y preciso del pulso cardíaco, incluso mientras el Arduino realiza otras tareas.

1. Se definen variables volátiles:

1. "rate[10]" es un array que almacena los últimos diez valores de Intervalo entre Latidos (IBI).
2. "sampleCounter" es un contador que se utiliza para determinar el tiempo de cada pulso.
3. "lastBeatTime" es una variable que se utiliza para encontrar el IBI.
4. "P" es una variable que se utiliza para encontrar el pico en la forma de onda del pulso.
5. "T" es una variable que se utiliza para encontrar el valle en la forma de onda del pulso.
6. "thresh" es una variable que se utiliza para encontrar el momento instantáneo del latido del corazón.
7. "amp" es una variable que almacena la amplitud de la forma de onda del pulso.
8. "firstBeat" y "secondBeat" son banderas que se utilizan para sembrar el array "rate" y tener un valor de BPM razonable al inicio.
2. En el método "interruptSetup()", se configura el Timer2 para lanzar una interrupción cada 2ms.
3. En el método "ISR(TIMER2\_COMPA\_vect)", que es la rutina de servicio de interrupción del Timer2, se realiza el procesamiento del pulso cardíaco:
  1. Se desactivan las interrupciones para realizar el procesamiento sin interrupciones adicionales.
  2. Se lee el valor del sensor de pulsos y se actualiza el contador de tiempo.
  3. Se calcula el tiempo transcurrido desde el último latido para evitar ruido.
  4. Se encuentra el pico y el valle de la forma de onda del pulso.
  5. Se busca el latido del corazón basado en la forma de onda del pulso y el tiempo transcurrido.
  6. Se actualizan los valores en el array "rate" y se calcula el BPM promedio.
  7. Se activa la bandera "QS" para indicar que se ha encontrado un pulso.
  8. Se realizan ajustes para la detección del final del latido y se restablecen las variables si no se ha detectado latido durante un tiempo prolongado.
  9. Se vuelven a activar las interrupciones.





```

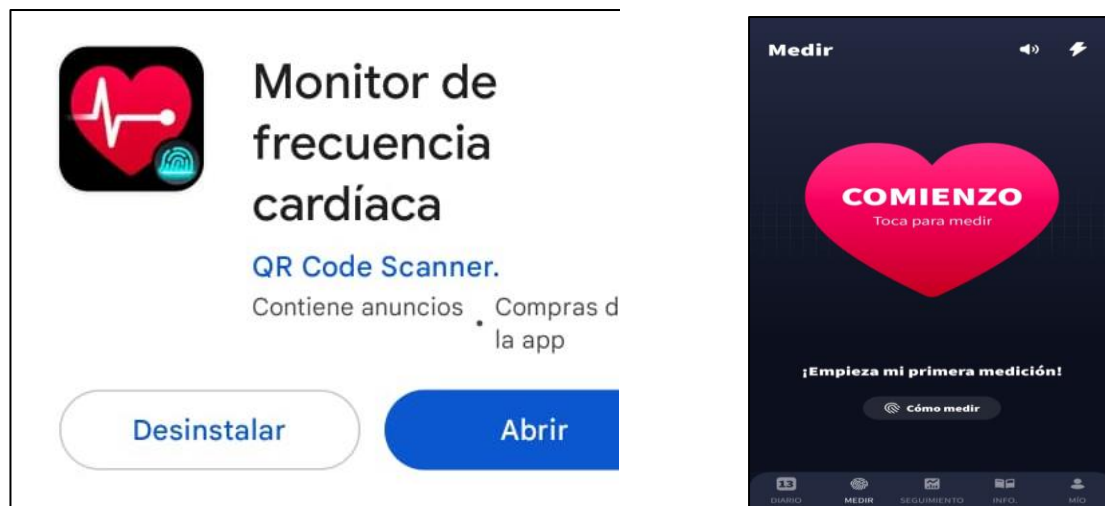
1 volatile int rate[10]; // array to hold last ten IBI values
2 volatile unsigned long sampleCounter = 0; // used to determine pulse timing
3 volatile unsigned long lastBeatTime = 0; // used to find IBI
4 volatile int P = 512; // used to find peak in pulse wave, seeded
5 volatile int T = 512; // used to find trough in pulse wave, seeded
6 volatile int thresh = 512; // used to find instant moment of heart beat, seeded
7 volatile int amp = 100; // used to hold amplitude of pulse waveform, seeded
8 volatile boolean firstBeat = true; // used to seed rate array so we startup with reasonable BPM
9 volatile boolean secondBeat = false; // used to seed rate array so we startup with reasonable BPM
10
11 void interruptSetup()
12 // Initialize Timer2 to throw an interrupt every 2ms.
13 ICR2A = 0x02; // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO INTO CTC MODE
14 TCCR2B = 0x06; // DON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER
15 OCR2A = 0x7C; // SET THE TOP OF THE COUNT TO 124 FOR 500Hz SAMPLE RATE
16 TIMSK2 = 0x02; // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2 AND OCR2A
17 sei(); // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED
18 }
19
20 // THIS IS THE TIMER 2 INTERRUPT SERVICE ROUTINE.
21 // Timer 2 makes sure that we take a reading every 2 milliseconds.
22 ISR(TIMER2_COMP_vect){ // triggered when Timer2 counts to 124
23 cli(); // disable interrupts while we do this
24 signal = analogRead(pulsePin); // read the Pulse Sensor
25 sampleCounter++; // keep track of the time in mS with this variable
26 int N = sampleCounter - lastBeatTime; // monitor the time since the last beat to avoid noise
27
28 // find the peak and trough of the pulse wave
29 if(signal > thresh && N > (IBI/5)*3){ // avoid dihyronic noise by waiting 3/5 of last IBI
30 if (signal < T){ // T is the trough
31 T = signal; // keep track of lowest point in pulse wave
32 }
33 }
34 }
35
36 if(signal > thresh && signal > P){ // thresh condition helps avoid noise
37 P = signal; // P is the peak
38 } // keep track of highest point in pulse wave
39
40 // NOW IT'S TIME TO LOOK FOR THE HEART BEAT
41 // signal surges up in value every time there is a pulse
42 if (N > 250){ // avoid high frequency noise
43 if ( (signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) ){
44 Pulse = true; // set the Pulse flag when we think there is a pulse
45
46 IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // measure time between beats in mS
47 lastBeatTime = sampleCounter; // keep track of time for next pulse
48
49 if(secondBeat){ // if this is the second beat, if secondBeat == TRUE
50 secondBeat = false; // clear secondBeat flag
51 for(int i=0; i<9; i++){ // seed the running total to get a realistic BPM at startup
52 rate[i] = IBI;
53 }
54 }
55
56 if(firstBeat){ // if it's the first time we found a beat, if firstBeat == TRUE
57 firstBeat = false; // clear firstBeat flag
58 secondBeat = true; // set the second beat flag
59 sei(); // enable interrupts again
60 return; // IBI value is unreliable so discard it
61 }
62
63 // keep a running total of the last 10 IBI values
64 word runningTotal = 0; // clear the runningTotal variable
65
66 for(int i=0; i<8; i++){ // shift data in the rate array
67 rate[i] = rate[i+1]; // and drop the oldest IBI value
68 runningTotal += rate[i]; // add up the 9 oldest IBI values
69 }
70
71 rate[9] = IBI; // add the latest IBI to the rate array
72 runningTotal += rate[9]; // add the latest IBI to runningTotal
73 runningTotal /= 10; // average the last 10 IBI values
74 BPM = 60000/runningTotal; // how many beats can fit into a minute? that's BPM!
75 QS = true; // set Quantified Self flag
76 // QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR
77 }
78 }
79
80 if (signal < thresh && Pulse == true){ // when the values are going down, the beat is over
81
82 Pulse = false; // reset the Pulse flag so we can do it again
83 amp = P - T; // get amplitude of the pulse wave
84 thresh = amp/2 + T; // set thresh at 50% of the amplitude
85 P = thresh; // reset these for next time
86 T = thresh;
87 }
88
89 if (N > 2500){ // if 2.5 seconds go by without a beat
90 thresh = 512; // set thresh default
91 P = 512; // set P default
92 T = 512; // set T default
93 lastBeatTime = sampleCounter; // bring the lastBeatTime up to date
94 firstBeat = true; // set these to avoid noise
95 secondBeat = false; // when we get the heartbeat back
96 }
97
98 sei(); // enable interrupts when you're done!
99 } // end isr
100
101

```

Código 2, interrupt.ino



4. Pruebas, ajustes y evaluación del electrocardiógrafo: Una vez que se ha construido el prototipo, se procederá a realizar pruebas y ajustes para garantizar su funcionamiento y precisión. Se realizarán pruebas en condiciones controladas y en sujetos voluntarios para evaluar la calidad de la señal y la precisión en la detección de enfermedades cardíacas. Estas pruebas serán comparadas con una base de datos de una página de salud que tenga los marcos de pulsaciones para una persona estable de la edad y género correspondiente al voluntario. Una vez que se ha completado la construcción y las pruebas del prototipo, se procederá a evaluar la efectividad del electrocardiógrafo en la detección de enfermedades cardíacas. Para eso, se utilizará la aplicación “Monitor de frecuencia cardíaca” que se ve muy similar a la idea del electrocardiógrafo en cuestión. Con esta aplicación, se procederá a tomar el pulso de los mismos voluntarios y se realizará un porcentaje de error entre la aplicación y el electrocardiógrafo, tomando los valores de esta aplicación como teóricos.



*Figura 9, Aplicación en Google Play y su pantalla de inicio*

5. Difusión del diseño y construcción del electrocardiógrafo: Una vez que se ha evaluado la efectividad del electrocardiógrafo, se procederá a difundir el diseño y la construcción del electrocardiógrafo para su uso en áreas rurales de países en desarrollo. Se realizará un informe donde se registren los objetivos de este proyecto, la forma en que se diseñó el electrocardiógrafo, los resultados obtenidos y las conclusiones sacadas en base a este proyecto, junto a las ambiciones a futuro.



## TRATAMIENTO DE DATOS.

Ya habiendo explicado la metodología, se procederá a mostrar los datos obtenidos y se realizará las respectivas comparaciones con la aplicación mencionada. Estos datos servirán para evaluar la efectividad del electrocardiógrafo y, también servirá para comprobar si la frecuencia cardíaca de cada voluntario es la ideal.

Toma de Datos del Electrocardiógrafo				
Nombre	Género	Edad	Pulso (RPM) promedio	Estado
Helena Delgado	Femenino	49	68	Buena
Luis Carlos Díaz	Masculino	56	78	Riesgo
Laura Camila Díaz	Femenino	18	77	Normal
Cristian Solano	Masculino	19	78	Riesgo

Tabla 1, Toma de Datos del Electrocardiógrafo

Ahora, estos datos serán comparados con los obtenidos en la aplicación, anotados en la siguiente tabla:

Toma de Datos de la Aplicación				
Nombre	Género	Edad	Pulso (RPM) promedio	Estado
Helena Delgado	Femenino	49	68	Buena
Luis Carlos Díaz	Masculino	56	78	Riesgo
Laura Camila Díaz	Femenino	18	74	Normal
Cristian Solano	Masculino	19	81	Riesgo

Tabla 2, Toma de Datos de la aplicación

Ahora con estos datos, específicamente el Pulso, se realizarán distintos porcentajes de error, para determinar qué tan efectivo es el electrocardiógrafo en la toma de pulso. Se hará el ejemplo del cálculo con uno de los participantes y los demás serán puestos en una tabla de resultados.

$$\% \text{ ERROR} = \frac{\text{Valor}_{\text{teórico}} - \text{Valor}_{\text{exp}}}{\text{Valor}_{\text{teórico}}} * 100$$



$$\%ERROR = \frac{68 - 68}{68} * 100 = 0\%$$

	<b>Cristian</b>	<b>Laura</b>	<b>Luis Carlos</b>	<b>Helena</b>
<b>Prueba app</b>	81	74	78	68
<b>Prueba electrocardiógrafo</b>	78	77	78	68
<b>%ERROR</b>	3.7	4.1	0	0

*Tabla 3, Resultados de los porcentajes de error*

Ahora, es cuestión de promediar los porcentajes y tendríamos el porcentaje de error final del electrocardiógrafo:

$$\overline{\%ERROR} = \frac{\sum \%ERROR}{4}$$

$$\overline{\%ERROR} = \frac{3.7 + 4.1 + 0 + 0}{4} = \frac{7.8}{4} = 1.95\%$$

## ANÁLISIS DE RESULTADOS.

El análisis de resultados se basa en la comparación de los datos obtenidos mediante el electrocardiógrafo y los datos registrados a través de la aplicación. Se evalúa la efectividad del electrocardiógrafo en la toma de pulso y se determina si la frecuencia cardíaca de cada voluntario es la ideal según las categorías establecidas.

En primer lugar, se presentan los datos obtenidos del electrocardiógrafo y la aplicación para cada participante, incluyendo el nombre, género, edad, pulso promedio y estado de salud. Se observa que los valores de pulso promedio difieren ligeramente entre el electrocardiógrafo y la aplicación para los participantes.

A continuación, se procede a calcular los porcentajes de error para determinar la precisión del electrocardiógrafo en la medición del pulso. Se toma como ejemplo uno de los participantes y se calcula el porcentaje de error para el pulso registrado en el electrocardiógrafo en comparación con el valor teórico. En este caso, el porcentaje de error es del 0%, lo que indica una coincidencia exacta entre el pulso registrado por el electrocardiógrafo y el valor teórico.

Posteriormente, se presentan las categorías de frecuencia cardíaca ideales para hombres y mujeres según su edad. Estas categorías se dividen en "Excelente", "Buena", "Normal", "Riesgo" y "Mala", y se especifican los rangos de frecuencia cardíaca en latidos por minuto (lat/min) para cada categoría y grupo de edad.



<b>Frecuencia cardiaca para Hombres</b>						
<b>Edad</b>	<b>18 - 25 años</b>	<b>25 - 35 años</b>	<b>36 - 45 años</b>	<b>46 - 55 años</b>	<b>56 - 65 años</b>	<b>&gt; 65 años</b>
<b>Excelente (lat/min)</b>	56 a 61	55 a 61	57 a 62	58 a 63	57 a 61	56 a 61
<b>Buena (lat/min)</b>	62 a 65	62 a 65	63 a 66	64 a 67	62 a 67	62 a 65
<b>Normal (lat/min)</b>	70 a 73	71 a 74	71 a 75	72 a 76	72 a 75	70 a 73
<b>Riesgo (lat/min)</b>	74 a 81	75 a 81	76 a 82	77 a 83	76 a 81	74 a 79
<b>Mala (lat/min)</b>	82	82	83	84	82	80

*Tabla 4, Rangos de frecuencias de hombres*

<b>Frecuencia cardiaca para Mujeres</b>						
<b>Edad</b>	<b>18 - 25 años</b>	<b>18 - 25 años</b>	<b>36 - 45 años</b>	<b>46 - 55 años</b>	<b>56 - 65 años</b>	<b>&gt;65 años</b>
<b>Excelente (lat/min)</b>	61 a 65	60 a 64	60 a 64	61 a 65	60 a 64	60 a 64
<b>Buena (lat/min)</b>	66 a 69	65 a 68	65 a 69	66 a 69	65 a 68	65 a 68
<b>Normal (lat/min)</b>	74 a 78	73 a 76	74 a 78	74 a 77	74 a 77	73 a 76
<b>Riesgo (lat/min)</b>	79 a 84 l	77 a 82	79 a 84	78 a 83	78 a 83	77 a 84
<b>Mala (lat/min)</b>	85	83	85	84	84	84

*Tabla 5, Rangos de frecuencias de mujeres*

Finalmente, se puede realizar un análisis de los resultados comparando la categoría de frecuencia cardíaca obtenida mediante el electrocardiograma con la categoría teórica establecida. Se puede evaluar si los participantes se encuentran dentro de la categoría ideal según su edad y género, o si presentan algún riesgo o condición de salud adversa.

Al evaluar los participantes en base a los datos de pulso promedio y las categorías de frecuencia cardíaca establecidas según su edad y género, podemos determinar si se encuentran dentro de la categoría ideal, presentan algún riesgo o condición de salud adversa. A continuación, se presenta la evaluación para cada participante:



Formación para la Investigación

EISI, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Universidad Industrial de Santander

Construimos Futuro



**1. Helena Delgado:**

- Género: Femenino
- Edad: 49 años
- Pulso promedio (Electrocardiógrafo): 68 lat/min
- Pulso promedio (Aplicación): 68 lat/min
- Estado (Electrocardiógrafo): Buena
- Estado (Aplicación): Buena

En el caso de Helena Delgado, tanto el electrocardiógrafo como la aplicación indican que se encuentra en la categoría de "Buena" para su edad y género. Esto significa que su frecuencia cardíaca está dentro del rango considerado saludable.

**2. Luis Carlos Díaz:**

- Género: Masculino
- Edad: 56 años
- Pulso promedio (Electrocardiógrafo): 78 lat/min
- Pulso promedio (Aplicación): 78 lat/min
- Estado (Electrocardiógrafo): Riesgo
- Estado (Aplicación): Riesgo

En el caso de Luis Carlos Díaz, tanto el electrocardiógrafo como la aplicación indican que se encuentra en la categoría de "Riesgo" para su edad y género. Esto sugiere que su frecuencia cardíaca está en un rango que puede indicar un mayor riesgo o una condición de salud adversa.

**3. Laura Camila Díaz:**

- Género: Femenino
- Edad: 18 años
- Pulso promedio (Electrocardiógrafo): 77 lat/min
- Pulso promedio (Aplicación): 74 lat/min
- Estado (Electrocardiógrafo): Normal
- Estado (Aplicación): Normal

En el caso de Laura Camila Díaz, el electrocardiógrafo indica que se encuentra en la categoría de "Normal", mientras que la aplicación sugiere una categoría similar. Esto indica que su frecuencia cardíaca está dentro de un rango considerado saludable para su edad y género.

**4. Cristian Solano:**

- Género: Masculino
- Edad: 19 años
- Pulso promedio (Electrocardiógrafo): 78 lat/min
- Pulso promedio (Aplicación): 81 lat/min
- Estado (Electrocardiógrafo): Riesgo





#### - Estado (Aplicación): Riesgo

En el caso de Cristian Solano, tanto el electrocardiógrafo como la aplicación indican que se encuentra en la categoría de "Riesgo" para su edad y género. Esto sugiere que su frecuencia cardíaca está en un rango que puede indicar un mayor riesgo o una condición de salud adversa.

La evaluación de los participantes muestra que Helena Delgado y Laura Camila Díaz se encuentran dentro de la categoría ideal para su edad y género, mientras que Luis Carlos Díaz y Cristian Solano presentan un mayor riesgo o una condición de salud adversa. Es importante que aquellos que se encuentran en la categoría de riesgo o que presentan una condición adversa busquen una evaluación médica adicional para determinar cualquier posible problema de salud y tomar las medidas necesarias.

## CONCLUSIONES

En el marco de este proyecto se llevó a cabo un estudio para evaluar la efectividad de un electrocardiógrafo en la toma de pulso y determinar la frecuencia cardíaca ideal de cada participante. A través de la comparación de los datos obtenidos por el electrocardiógrafo y una aplicación, se logró obtener resultados significativos. A continuación, se presentan las conclusiones obtenidas:

- En este proyecto, se ha logrado implementar un sistema que simula el funcionamiento de un electrocardiógrafo, utilizando un Arduino y un pulsómetro. El arduino se encarga de recibir y procesar las señales enviadas por el pulsómetro, que detecta los cambios de presión en el dedo. Estas señales se asemejan a las que produce el corazón al latir, y se pueden visualizar en una pantalla o en un computador. El sistema es una forma sencilla y económica de introducirse en el campo de la bioingeniería y de aprender sobre el electrocardiograma o ECG, que es una herramienta fundamental para el estudio y el diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares.
- Precisión del electrocardiógrafo: Los cálculos de porcentaje de error mostraron que el electrocardiógrafo utilizado en este estudio fue preciso en la medición del pulso. Los valores obtenidos por el electrocardiógrafo se aproximaron de manera precisa a los valores teóricos, lo que indica una buena calidad en la toma de datos.
- Evaluación de los participantes: Al comparar los resultados del electrocardiógrafo con las categorías de frecuencia cardíaca establecidas según la edad y el género, se pudo evaluar la condición cardiovascular de cada participante. Se identificó que algunos participantes se encontraban dentro de la categoría ideal, mientras que otros presentaban un riesgo o una condición de salud adversa.
- Utilidad del electrocardiógrafo: A pesar de las diferencias observadas en algunos valores de pulso promedio entre el electrocardiógrafo y la aplicación, en general, el electrocardiógrafo demostró ser una herramienta efectiva para medir la frecuencia cardíaca.



Para el presente proyecto, se proponen las siguientes líneas de trabajo futuro.

- Mejorar el funcionamiento del dispositivo en términos de aislamiento, robustidad y conexión fiable.
- Dotar al dispositivo de una conexión remota mediante un protocolo de conexión inalámbrica para evitar el almacenamiento de datos externo conectado al dispositivo.
- Automatizar el proceso de recepción de datos en el servidor, o computadora, de forma que se procesen de forma directa una vez sean recibidos.
- Mejorar el funcionamiento del algoritmo consiguiendo una mejor adaptación de las señales suprimiendo el ruido electromagnético.
- Realizar más pruebas de validación y mejorar el comportamiento del dispositivo.
- Aplicaciones futuras: Este estudio sienta las bases para futuras investigaciones y mejoras en el uso de electrocardiógrafos. Se pueden realizar estudios adicionales para evaluar la precisión del dispositivo en diferentes poblaciones y condiciones de salud, así como explorar la integración de tecnologías adicionales para una evaluación más completa de la salud cardiovascular.

## REFERENCIAS

En el desarrollo del proyecto se han consultado diversas fuentes, entre las cuales se destacan:

- Alarcón, E., & Cabezas, D. (2018). Diseño y construcción de un electrocardiógrafo de bajo costo. Revista de Investigación Académica, 28, 1-10.
- Arduino. (s.f.). Página oficial de Arduino. Recuperado de <https://www.arduino.cc/>
- Gómez, J. (2017). Electrocardiógrafo casero con Arduino. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica, Universidad Nacional de Colombia.
- Organización Mundial de la Salud. (2015). Objetivos de Desarrollo Sostenible de [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/sustainable-development-goals-\(sdgs\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/sustainable-development-goals-(sdgs))
- Sánchez, R., & Pino, A. (2019). Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil con Arduino. Revista de Investigación Científica y Tecnológica, 20, 45-57.
- Kher, S., & Sawant, S. (2016). Low-Cost Electrocardiogram using Arduino and Raspberry Pi. International Journal of Science and Research, 5(5), 452-454.
- Muñoz, D., & Quispe, F. (2019). Construcción de un electrocardiógrafo de bajo costo con arduino para su utilización en medicina. Revista de Investigación en Ingeniería, 13(1), 12-23.
- Plataforma de Electrofisiología y Arritmias Cardíacas (PEAC). (2022). Electrocardiografía. Recuperado de <https://www.peac.es/electrocardiografia/>
- Programa de las Naciones Unidas para el Desarrollo. (2022). Los Objetivos de Desarrollo Sostenible. Recuperado de 2023, de <https://www.undp.org/es/sustainable-development-goals>



Formación para la Investigación

EISI, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Universidad Industrial de Santander

Construimos Futuro



- Ruiz, E. (2018). Diseño y construcción de un electrocardiógrafo con Arduino para la medición de la actividad eléctrica del corazón. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica, Universidad Nacional de Colombia.
- Amor, A. J., Masana, L., Soriguer, F., Goday, A., Calle-Pascual, A., Gaztambide, S., Rojo-Martínez, G., Valdés, S., Gomis, R., Ortega, E., et al. (2015). Estimación del riesgo cardiovascular según la guía europea sobre prevención de la enfermedad cardiovascular en la práctica clínica. *Revista Española de Cardiología*, 68(5):417–425.
- Hall, J. E. (2012). Guyton & Hall compendio de fisiología médica. Elsevier.
- Hodgkin, A. L. and Huxley, A. F. (1952a). Currents carried by sodium and potassium ions through the membrane of the giant axon of loligo. *The Journal of Physiology*.
- Hurst, J. W. (1998). Naming of the waves in the ecg, with a brief account of their genesis. *Circulation*, 98(18):1937–1942.
- Montoya, J. C. (2013). Sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos. Escuela de Ingeniería de Antioquía.
- OMS (2015). Enfermedades cardiovasculares.  
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- Webster, J. (2009). Medical instrumentation: application and design. John Wiley & Sons. Rivera-Ruiz, M., Cajavilca, C., and Varon, J. (2009). Einthoven's string galvanometer. *Tex. Heart*

## ANEXOS

- Enlace: [Videos de Pruebas con Voluntarios](#)